

**VŠB – Technická univerzita Ostrava**  
**Fakulta elektrotechniky a informatiky**  
**Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Měření a analýza vlivu prostředí na šíření ionizujícího  
záření ve zdravotnických zařízeních**

Measurement and Analysis of the Impact of the Environment  
on the Spread of Ionizing Radiation in Medical Facilities

## Zadání diplomové práce

Student: **Ing. Petr Gabriel**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: Měření a analýza vlivu prostředí na šíření ionizujícího záření  
ve zdravotnických zařízeních  
Measurement and Analysis of the Impact of the Environment  
on the Spread of Ionizing Radiation in Medical Facilities

### Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou vzniku a šíření ionizujícího záření.
2. Seznámení se s metodami a principy měření intenzity ionizujícího záření.
3. Legislativa a normy pro dávky ionizujícího záření.
4. Analýza a modelování vlivu prostředí na šíření ionizujícího záření.
5. Realizace měření šíření rentgenového záření v prostředí zdravotnických zařízení.
6. Provedení porovnání simulace a reálných měření.
7. Vyhodnocení výsledků i z hlediska zdravotního rizika a platné legislativy.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] ŠEDA, Josef et al. *Dozimetrie ionizujícího záření: vysokoškolská učebnice*. Praha: SNTL; Bratislava: ALFA, 1983. 418 s.
- [2] FELTL, David a Jakub CVEK. *Klinická radiologie*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Tobíaš, 2008. 105 s. ISBN 978-80-7311-103-8.
- [3] GLATSTEIN, Eli. Personal thoughts on normal tissue tolerance, or, what the textbooks don't tell you. *International Journal of Radiation Oncology • Biology • Physics*. 2001, vol.51, no.5, s. 1185 - 1189. ISSN 0360-3016.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 16.11.2012

Datum odevzdání: 07.05.2013



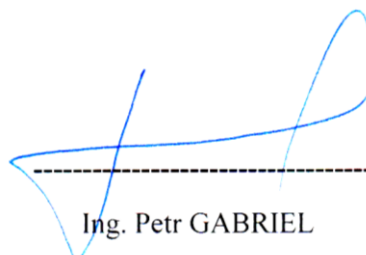
doc. Ing. Jiří Kozíorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.



Ing. Petr GABRIEL

Datum odevzdání diplomové práce:

## Poděkování

Děkuji panu Ing. Marku Penhakerovi Ph.D. za konzultace a podnětné připomínky k mé diplomové práci. Dále děkuji panu Ing. Marku Gajovskému za poskytnutí potřebných prostor a spolupráci při praktickém měření.

## **Abstrakt**

Diplomová práce pojednává o šíření rentgenového záření, jeho detekci a hodnocení účinků na osoby. V teoretické části jsou popsány mechanismy vzniku rentgenového záření, dále principy šíření a detekce. Důležitou částí je shrnutí dozimetrických veličin a jejich vzájemných vztahů, dále souhrn získaných údajů o polotloušťce absorpce. Další částí diplomové práce je odvození vzorců pro výpočet útlumu rentgenového záření v závislosti na prostředí. Druhou částí diplomové práce je vytvoření aplikace v programu Matlab pro výpočet šíření rentgenového záření a jeho útlumu v různých prostředích. Poslední částí diplomové práce je provedení praktických měření za použití dvou druhů běžných rentgenových přístrojů. Měření bude provedeno v běžných zdravotnických zařízeních. Výsledky budou porovnány s teoretickými výpočty a vyhodnoceny především z hlediska vlivu na zdraví osob.

## **Klíčová slova**

Záření gama, ionizující záření, rentgen, rentgenové záření, dozimetr, dávkový příkon, absorbovaná dávka, polotloušťka absorpce, dozimetrická veličina, ozáření.

## **Summary**

The thesis describes x-ray propagation, its detection and assessment of its effects on individuals. The theory section examines the mechanisms of x-ray generation and principles of propagation and detection. The summary of dosimetry characteristics and their correlation as well as the summary of collected data on absorption half-life are also featured and represent vital parts of the thesis. Another section is focused on derivation of the formula stating relation between x-ray recession and environment. The second part of the thesis is dedicated to Matlab software application intended for calculation of x-ray propagation and its recession in various environments. The final section of the thesis covers practical measurement while using two common x-ray instruments. The measurement will be conducted in standard medical facilities. The results will be compared with theoretical calculations and their effects on the human body will be assessed.

## **Key words**

Gamma rays, radioactive radiation, roentgen, roentgen rays, dosimeter, dose rate, absorbed dose, absorption half-life, dosimeter quantity, radiation.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

$h_U$	hloubka úseče
$\alpha_{1/2}$	polovina úhlu svazku emitovaného záření
c	rychlost světla
D	dávka (absorbovaná dávka)
d	tloušťka
D'	dávkový příkon
DNA	deoxyribonukleová kyselina
$e^-$	elektron
$e^+$	pozitron
$E_1$	energie vyzářená zdrojem RTG záření
$E_2$	zbytková energie ve vzdálenosti od zdroje
$E_A$	absorbovaná energie
$E_F$	energie fotonu
$E_{kin}$	kinetická energie
$E_{utl}$	utlumená energie
eV	elektronvolt
$E_V$	vazbová energie fotonu
$E_\gamma$	energie kvant
Gy	Grey
H	dávkový ekvivalent
h	hloubka ozáření tkáně
h	Planckova konstanta ( $h=6,6251 \cdot 10^{-34}$ J.s)
J	Joule
K	Kerma
L	hloubka vrstvy prostředí, kterou prochází paprsek
m	hmotnost
$m_e$	hmotnost elektronu
$m_0$	klidová hmotnost elektronu
OPG	ortopantomogram
Q	jakostní faktor
Q	náboj
r	poloměr svazku emitovaného záření
R	Rentgen (jednotka)
RNA	ribonukleová kyselina
RTG	rentgen, rentgenový
$S_u$	obsah úseče
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
Sv	Sievert
U	napětí
V	objem
v	rychlost

X	expozice	
Z		protonové číslo
ZIZ		zdroje ionizujícího záření
ZOZ		zvláštní odborná způsobilost
$\gamma$		záření gama
$\lambda$		vlnová délka
$\mu$		lineární součinitel zeslabení
$\rho$		hustota
$\Omega$		Ohm

# Obsah

1.	Úvod .....	3
1.1.	Cíl diplomové práce .....	3
2.	Rentgenové záření .....	4
2.1.	Základní charakteristika .....	4
2.2.	Vznik rentgenového záření .....	5
2.3.	Interakce záření $\gamma$ a X s látkou .....	5
2.4.	Průchod záření $\gamma$ látkou .....	9
2.5.	Dozimetrické veličiny .....	12
2.6.	Detekce ionizujícího záření .....	15
2.7.	Vliv záření $\gamma$ (RTG) na lidské zdraví .....	18
3.	Legislativa a normy pro dávky ionizujícího záření .....	20
3.1.	Legislativa pro jadernou energii a ionizující záření .....	20
3.2.	Zvláštní odborná způsobilost (ZOZ) k vykonávání činností zvláště důležitých z hlediska radiační ochrany .....	22
3.3.	Normy pro dávky ionizujícího záření .....	23
3.4.	Přehled dávek ionizujícího záření, které může člověk obdržet z různých zdrojů .....	24
4.	Výpočet vlivu prostředí na energii RTG záření .....	25
4.1.	Výpočet energie RTG záření v závislosti na vzdálenosti od zdroje a charakteru prostředí .....	25
4.2.	Výpočet hmotnosti .....	26
4.3.	Výpočet poměru energie, která pronikne do tkáně .....	30
4.4.	Výpočet absorbované dávky .....	30
5.	Program pro výpočet vlivu prostředí na energii RTG záření .....	32
5.1.	Verze pro výpočet dávky z energie ionizujícího záření .....	32
5.2.	Verze pro výpočet dávky z Kermy na výstupu rentgenu .....	33
5.3.	Příklad výpočtu v programu .....	33
6.	Měření vyzařování zdrojů RTG záření .....	37
6.1.	Měřicí přístroj .....	37
6.2.	Charakteristika a parametry měřených zdrojů RTG záření .....	38
6.2.1.	Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution .....	38
6.2.2.	Rentgenový přístroj na snímání ortopantomogramu Kodak 9000 extraoral IMG system .....	39
6.3.	Postup měření .....	40
6.3.1.	Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution .....	41
6.3.1.1.	1. měření .....	41
6.3.1.2.	2. měření .....	42
6.3.2.	Digitální panoramatický rentgen .....	42

6.4.	Vyhodnocení měření.....	43
6.4.1.	Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution .....	43
6.4.2.	Digitální panoramatický rentgen Kodak 9000 .....	44
6.5.	Porovnání simulovaných hodnot s měřením .....	45
6.6.	Vyhodnocení bezpečnosti a potenciálního rizika použití RTG přístrojů .....	46
7.	Závěr.....	48
8.	Seznam použité literatury .....	49
9.	Seznam příloh.....	50



# 1. Úvod

V průběhu posledního desetiletí byl zaznamenán trend, kdy se stále více soukromých ordinací všech odborností začalo přesouvat z nemocničních zařízení a budov známých jako polikliniky do prostorů, které nebyly primárně určeny jako zdravotnické ambulance. Hlavními důvody byla snaha některých lékařů zkvalitnit své služby, či vytvořit příjemnější prostředí jak pro pacienty, tak i pro zdravotnický personál. Další z důvodů byla často nemožnost rozumné domluvy s ostatními spoluhlaviteli ve věcech zvelebování zdravotnického zařízení.

S těmito snahami však vyvstaly problémy, které byly způsobeny faktem, že budova, či nebytový prostor nebyl primárně koncipován jako zdravotnické zařízení. Jednalo se především o splnění různých hygienických norem, nutnost přítomnosti různých instalací nebo možnosti bezbariérových přístupů.

Dalším důležitým problémem, který musel být řešen, je možnost použití RTG přístrojů v prostorech, které k tomu nebyly původně určeny. Ve stomatologických ambulancích již dnes mezi základní vybavení patří intraorální rentgen nebo rentgen na snímání ortopantomogramu. Dále se v ordinacích lékařů nebo veterinářů často využívají klasické rentgenové přístroje. Jedná se o malé zdroje ionizujícího záření, avšak i v tomto případě se jedná o potenciálně nebezpečné zařízení, jehož provozu je potřeba věnovat zvýšenou pozornost, především v dlouhodobém horizontu.

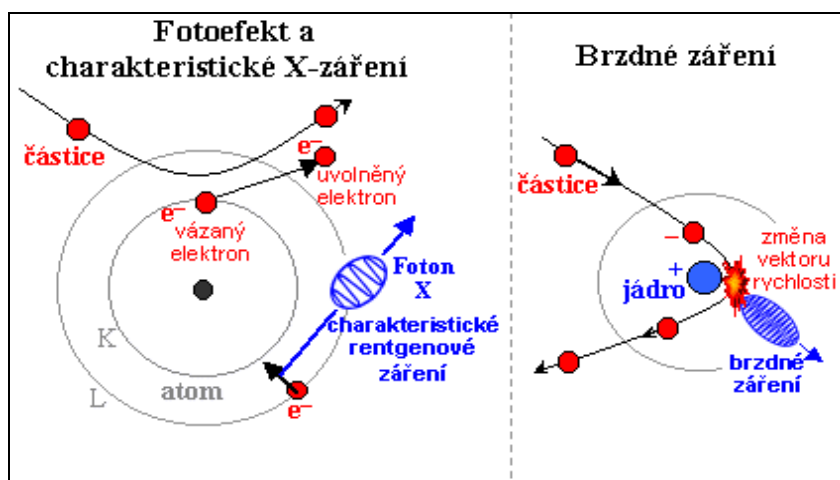
## 1.1. Cíl diplomové práce

Cílem této práce je popsat šíření rentgenového záření v prostoru. Výsledkem je určení celkového útlumu ionizujícího záření v závislosti na vzdálenosti od zdroje (ve směru vyzařování) a po průchodu tkání pacienta, vzduchem a zdí, která ohraničuje prostor samotné ambulance. Výsledek bude porovnán s hygienickými normami a vyhodnotí se míra rizika pro osoby, které se nacházejí jak v samotné ambulanci, tak za zdí ve vedlejší kanceláři nebo ambulanci. K provedení této práce byly využity reálně naměřené hodnoty na dvou přístrojích na rentgenovém pracovišti ve Fakultní nemocnici v Ostravě. Součástí této práce je aplikace v programu Matlab, která modeluje šíření RTG záření v závislosti na zadaných parametrech.

## 2. Rentgenové záření

### 2.1. Základní charakteristika

Rentgenové záření neboli záření X má stejný charakter jako záření  $\gamma$ . Rozdíl v klasifikaci je dán rozdílným způsobem vzniku. Záření  $\gamma$  je elektromagnetické záření vznikající při jaderných procesech – k vyzáření kvant  $\gamma$  dochází při přechodu jádra z excitovaného stavu do stavu základního. Záření X (neboli rentgenové) je elektromagnetické záření vznikající v elektronovém obalu atomu. K vyzáření kvanta „charakteristického“ záření X dochází při přeskočení elektronů z vrstev odpovídajících vyšší energetické úrovně do vrstev s energií nižší. K vyzáření „brzdového“ záření X dochází při brzdění volných elektronů v elektrickém poli látky, kdy kinetická energie elektronů se mění v energii záření.



Obr. 2.1.1 – Mechanismus vzniku rentgenového záření [1]

Jak bylo zmíněno, kvanta záření  $\gamma$  a X jsou elektromagnetické záření a představují tedy elektromagnetický impuls mající rychlost šíření ve vakuu a určitou vlnovou délku  $\lambda$ .

$$\nu = c = 3 \cdot 10^{10} \text{ m/s} . \quad (2.1.1)$$

Jelikož energie kvant je dána rovnicí  $E_\gamma = h \cdot \nu$ , kde  $\nu = c/\lambda$ , platí mezi vlnovou délkou a energií kvanta závislost:

$$E_\gamma = \frac{h \cdot \nu}{\lambda} , \text{ kde } \lambda = \frac{h \cdot \nu}{E_\gamma} . \quad (2.1.2)$$

Platí, že  $h = 6,62 \cdot 10^{-27} \text{ erg s}$ , ( $1 \text{ MeV} = 1,6 \cdot 10^{-6} \text{ erg}$ ), proto dostaneme vztah pro vlnovou délku elektromagnetického záření  $\gamma$  a X

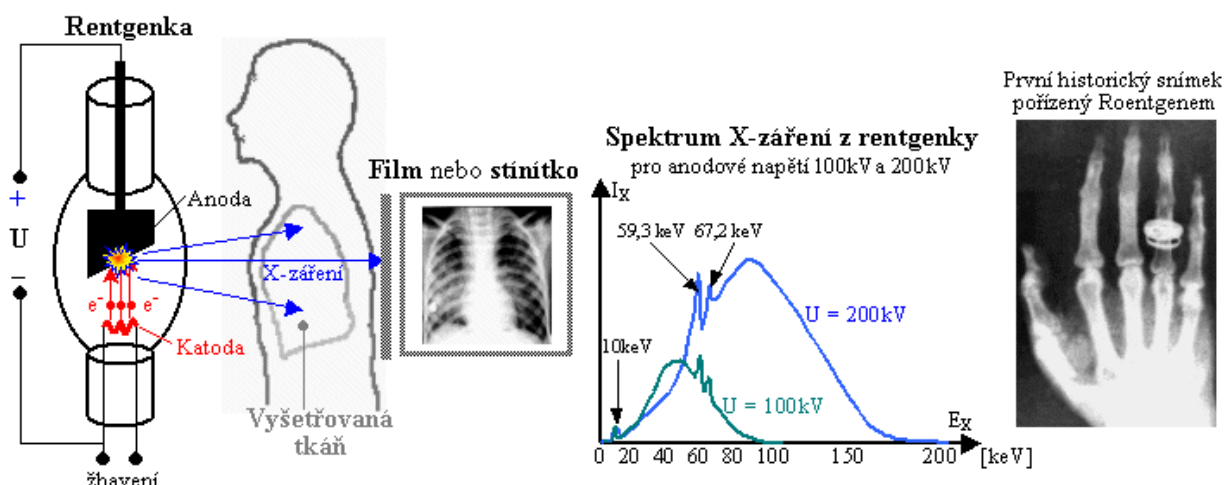
$$\lambda = \frac{1,238 \cdot 10^{-10}}{E(\text{MeV})} \text{ cm} . \quad (2.1.3)$$

Například pro energii kvant  $E = 1 \text{ MeV}$  platí  $\lambda = 1238 \cdot 10^{-13} \text{ cm}$ .

## 2.2. Vznik rentgenového záření

Zdrojem rentgenového záření pro rentgenové zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem urychlovány na kinetickou energii  $E = U \cdot e$ , danou vysokým napětím mezi katodou a anodou (tj.  $E = \text{cca } 20\text{--}200\text{keV}$ ). Těsně před dopadem na anodu získá elektron značně vysokou rychlost  $v = \sqrt{\frac{2 \cdot e \cdot U}{m_e}}$ . (2.2.1)

Pro napětí  $U = 60\text{kV}$  budou mít elektrony kinetickou energii  $60\text{keV}$  a dopadovou rychlost  $v$  přibližně  $150000\text{km/s}$ , což je poloviční rychlost světla. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na tvrdé elektromagnetické záření - X-záření dvojího druhu: brzdné záření a charakteristické záření. Toto rtg záření opouští anodu a vylétá z trubice ven. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá - jen asi 1% celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony X-záření, zbytek se mění v teplo. Důvodem je cca jednaprocentní průnik elektronů dostatečně hluboko dovnitř atomů materiálu anody, až ke slupce L nebo K, kde teprve působí velké Coulombovské elektrické síly způsobující prudkou změnu rychlosti elektronů a tím efektivní buzení tvrdého brzdného záření. Ostatní elektrony předávají svou kinetickou energii elektronům a atomům krystalové mřížky, což vyústí v teplo.



Obr. 2.2.1 – Vlevo: Základní principiální schéma rentgenového zobrazení. Uprostřed: Spektrum X-záření rentgenky (filtrované). Vpravo: První RTG snímek pořízený samým Roentgenem. [1]

## 2.3. Interakce záření $\gamma$ a X s látkou

Při průchodu záření  $\gamma$  látkou dochází k interakcím s elektronovými vrstvami atomů, s atomovým jádrem, s elektromagnetickým polem obklopujícím nabitou částici a s jaderným polem nukleonů v atomovém jádře. Interakce fotonů s látkou lze rozřadit do řady skupin, které shrnuje tabulka 2.3.1.

Typ interakce / Interakce s:	Absorpce	Koherentní rozptyl	Nekoherentní rozptyl	Vícefotonové efekty
<b>Elektronovým obalem atomu</b>	<b>Fotoelektrický jev</b>	Rayleighův rozptyl Thomsonův rozptyl	<b>Comptonův jev</b>	Dvoufotonový Comptonův rozptyl
<b>Atomovým jádrem</b>	Fotojaderné reakce	Pružný jaderný rozptyl	Jaderný rezonanční rozptyl	
<b>Elektromagnetickým polem obklopujícím nabitě částice</b>	<b>Tvorba párů elektron-pozitron</b> Tvorba párů částice-antičástice	Delbrückův rozptyl		
<b>Jaderným polem nukleonů v atomovém jádro</b>	Fotoprodukce mezonů			

**Tab. 2.3.1 – Tabulka interakce záření  $\gamma$  a X s látkou**

Důležitost těchto interakcí se mění s energií fotonů. Lze však obecně říci, že z hlediska studia ionizujícího záření mají největší význam fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a tvorba párů elektron-pozitron.

Tyto interakce jsou značně složitější, než v případě nabitých částic. Základní procesy při průchodu záření  $\gamma$ :

- dopadající kvantum  $\gamma$  s energií  $E$  plně předá svoji energii elektronu (fotoelektrický jev – fotoefekt);
- dopadající kvantum  $\gamma$  předá část své energie elektronu a přitom dojde k rozptylu tohoto kvanta se zmenšenou energií (Comptonův rozptyl);
- jestliže energie dopadajícího kvanta je větší než 1,02 MeV, pak může dojít ke změně kvanta na dvojici pozitron – elektron (tvorba elektronových párů).

### **2.3.1. Fotoelektrický jev (koherentní rozptyl)**

Je proces, při kterém foton předá veškerou svoji energii elektronu v některé energetické hladině atomu absorbujícího prostředí. Atom, z něhož byl „vyražen“ fotoelektron, je ve vzbuzeném stavu a na uvolněné místo ve vnitřní vrstvě přeskočí některý ze vzdálenějších elektronů a zároveň dojde k vyzáření kvanta charakteristického rentgenového záření. Tento elektron je emitován z atomu s kinetickou energií danou Einsteinovou rovnicí:

$$E_{kin} = E_F - E_V, \quad (2.3.1)$$

kde  $E_F$  je energie fotonu a  $E_V$  je vazbová energie fotonu v příslušné energetické hladině.

Zákon zachování hybnosti je splněn předáním části hybnosti zbylému atomu, na kterém došlo k procesu. Pokud je energie dopadajících fotonů větší než vazbová energie elektronů ve slupce K, dochází zhruba k 80 % všech interakcí na K-elektronech.

Z hlediska účinků na látku jsou rozhodující elektrony uvolněné z atomů při fotoefektu. Jejich energie je dána Einsteinovým vztahem, jejich úhlové rozložení závisí na energii fotonů (viz. obr. 2.3.1). Emitovaný elektron pak ztrácí svoji energii ionizačními a brzdnými procesy jako každý rychle se pohybující elektron.



**Obr. 2.3.1 – úhlové rozložení uvolněných elektronů v závislosti na energii fotonů. [3]**

S rostoucí energií fotonů je preferována emise fotoelektronů ve směru blízkém k původnímu směru fotonu. Fotoefekt je současně doprovázen emisí charakteristického záření X a Augerových elektronů, které vznikají při opětovném zaplnění uvolněných míst v energetických slupkách blízkých jádru elektrony z vnějších slupek.

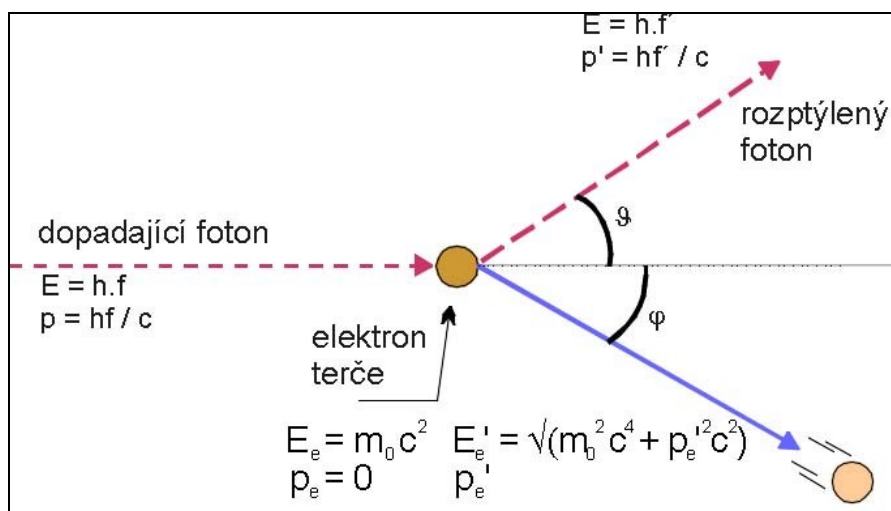
Koherentní (klasický) rozptyl bez změny energie kvanta se vyskytuje u tzv. měkkého záření  $\gamma$  (nižší energie kvant  $\gamma$  - do 100 keV), které je charakteristické pro rentgenové záření X.

### **2.3.2. Comptonův jev (kvantový rozptyl)**

Je rozptyl fotonu na volném elektronu nebo na elektronu tak slabě vázaném, že je možno vliv vazby zanedbat. Foton při interakci s elektronem předá část energie elektronu. Tuto interakci pak lze uvažovat jako náraz dvou pružných koulí. Důsledkem nárazu je odklon fotonu od původního směru, snížení jeho energie a „vyražení“ elektronu z atomového jádra pod určitým úhlem s určitou energií - dle zákona o zachování energie.

$$h \cdot \nu_0 = h \cdot \nu + m_0 \cdot c^2 \cdot \left[ \frac{1}{\sqrt{1 - \left(\frac{v}{c}\right)^2}} - 1 \right], \quad (2.3.2)$$

kde  $m_0$  a  $v$  je klidová hmota a rychlost elektronu,  $h\nu$  je energie fotonu.



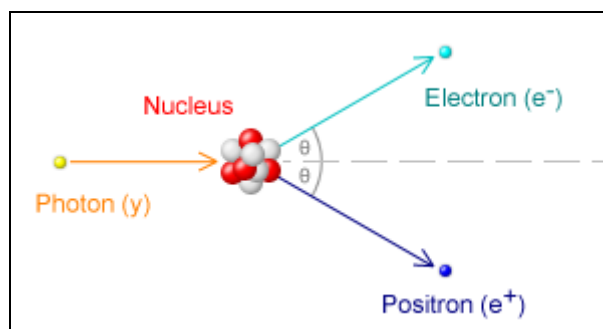
**Obr. 2.3.2 – Comptonův rozptyl [5]**

Rozptýlená kvanta  $\gamma$  pak dále zmenšují svoji energii interakcemi s dalšími elektrony atomů. Konečným stadiem jejich absorpce je obvyčejné předání jejich energie fotoelektronu.

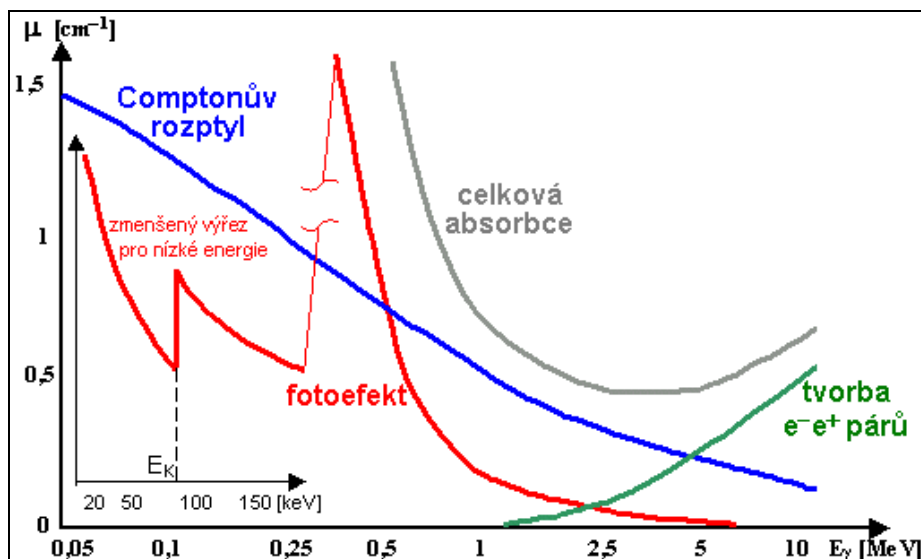
Pravděpodobnost, že dojde k Comptonovu jevu, závisí na hustotě výskytu elektronů absorbující látky. Při zvyšování energie dopadajícího záření se pravděpodobnost snižuje. Na rozdíl od fotoefektu se však tato pravděpodobnost snižuje pomaleji a Comptonův rozptyl se uplatňuje až do energií několika MeV.

### 2.3.3. Tvorba párů elektron-pozitron

Jedná se o třetí nejdůležitější interakci fotonu s látkou spojenou se zánikem fotonu. Energie fotonu se spotřebuje jak na kinetickou tak i na klidovou energii obou vzniklých částic. Proto je tvorba páru prahovou interakcí s minimálním prahem  $2m_{e0}c^2 = 1,02\text{MeV}$ . K procesu nemůže dojít bez přítomnosti třetí částice, kterou je zpravidla atomové jádro, které přijme zbytek hybnosti tak, aby byl zachován zákon zachování hybnosti.



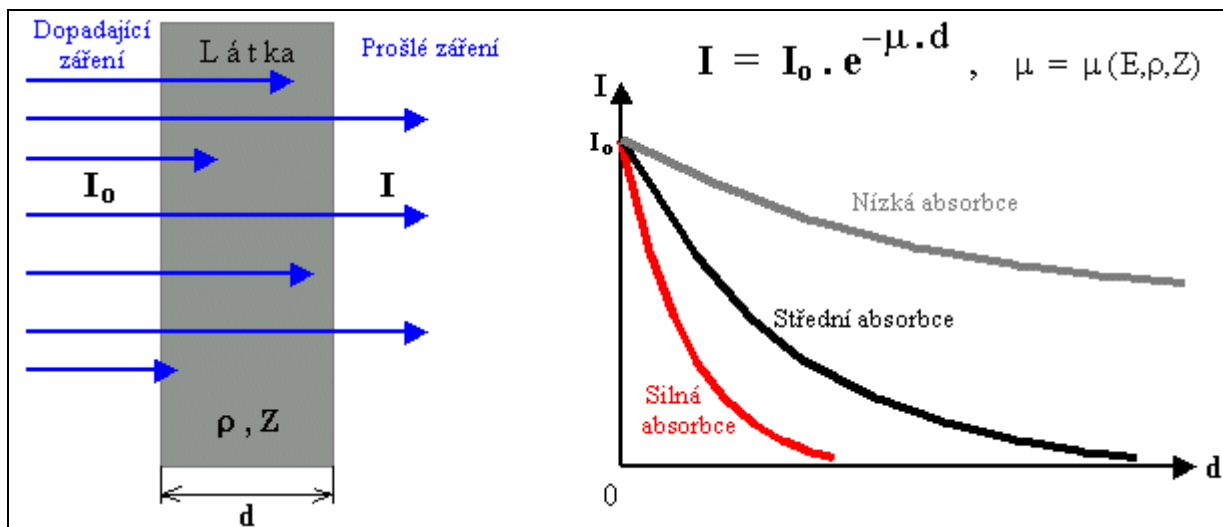
**Obr. 2.3.3 – Schematické znázornění tvorby párů elektron – pozitron. [5]**



Obr. 2.3.4 – Vliv fotoefektu, Comptonova rozptylu a tvorby párů na celkový součinitel zeslabení pro různé energie záření X. [3]

## 2.4. Průchod záření γ látkou

Všechny výše popsané mechanismy interakce záření s hmotou způsobují, že aspoň část kvant ionizujícího záření se při průchodu látkou absorbuje. U málo pronikavého záření se pohltí prakticky všechno, u pronikavého záření (např. záření X) se část kvant pohltí a část projde. Rozdílné absorpce ionizujícího záření v závislosti na druhu a energii záření, tloušťce a hustotě ozařovaného materiálu se používá v řadě radiačních analytických metod. Je to především RTG diagnostika, defektoskopie, měření tloušťky a hustoty materiálů či výšky hladin.



Obr. 2.3.5 – Základní zákonitosti absorpce ionizujícího záření v látce hustoty  $\rho$ , protonového čísla  $Z$  a tloušťky  $d$ . [1]

Množství pohlceného, resp. prošlého záření závisí na vlastnostech vrstvy absorbující látky (hustota  $\rho$ , protonové číslo  $Z$ ), její tloušťce  $d$  a na energii záření  $E$ .

## Polotloušťka absorpce

Je tloušťka vrstvy stínícího materiálu, která zeslabí intenzitu daného záření na polovinu. 2 polotloušťky pak zeslabí intenzitu záření na čtvrtinu, atd. Polotloušťka závisí na hustotě materiálu a energii záření  $\gamma$ . Jelikož se jedná o exponenciální závislost, můžeme konstatovat, že vrstva materiálu o šířce 7 polotlouštěk zeslabí intenzitu záření o 99% a o šířce 10 polotlouštěk o 99,9%. Výpočet polotloušťky absorpce se provádí dle vzorce:

$$X_{1/2} = \ln 2 / \mu, \quad (2.4.1)$$

kde  $\mu$  je lineární součinitel zeslabení.

Je potvrzeno, že hodnoty polotloušťky absorpce jsou různé pro záření  $\gamma$ , které je vysíláno v úzkém svazku a pro záření  $\gamma$  emitované v širokém svazku. Důvodem je comptonův rozptyl.

Jestliže je emitován úzký paprsek, rozptýlené částice pokračují jiným směrem, kde dále interagují a unikají tak ze směru paprsku. Jestliže je  $\gamma$  záření emitováno v širokém svazku, polotloušťka absorpce je vyšší. V tomto případě při comptonovu rozptylu většina částic zůstává i nadále uvnitř emitovaného svazku.

### Polotloušťka absorpce pro úzký vyzařovací paprsek

Pro některé běžné materiály a energie  $\gamma$  jsou polotloušťky následující:

Polotloušťka [mm]	Materiál								
$E_\gamma$ [keV]	vzduch	dřevo	tkáň <sup>1</sup>	voda	cihla	sklo	beton	železo	olovo
100	35000	61,7	39,2	39,6	20,5	14,4	14,1	5,1	0,7
200	43000	74,2	49	51	26,2	19	21	6,6	1,4
500	61000	102	76	78	34,6	28,5	30	11,1	4,2
1000	90000	154	99,2	102	53,73	49,2	45	15,6	9
2000	148000	221,4	137,8	144	73,8	67,6	59	21	13,5
5000	261000	389,7	238,5	231	123,1	113	99	28,8	14,7

Tab. 2.4.1 – Tabulka zjištěných hodnot polotloušťky absorpce úzkého vyzařovacího paprsku pro jednotlivé druhy materiálů a energie [1][3][4][5][8][9]

<sup>1</sup> Složení tkáň (v hmotnostních procentech): 65,99% - O; 18,27% - C; 10,15% - H; 3,05% - N; 1,52% - Ca; 1,02% - P.



Polotloušťka absorpce pro široký vyzařovací paprsek

Pro některé běžné materiály a energie  $\gamma$  jsou polotloušťky následující:

<b>Polotloušťka [mm]</b>	<b>Materiál</b>				
<b>E (MeV)</b>	<b>Vzduch</b>	<b>Voda (tkáň)</b>	<b>Hliník</b>	<b>Železo</b>	<b>Olovo</b>
<b>0,088</b>	229625,4	275,058405	57,69015	2,826496	0,248472
<b>0,100</b>	231604,9	273,971218	69,19708	4,026788	0,282982
<b>0,125</b>	223884,7	260,581647	83,62253	7,169647	0,394349
<b>0,150</b>	214929,4	249,333518	91,03588	11,00957	0,565964
<b>0,175</b>	207460,8	239,843315	93,01492	14,82129	0,784648
<b>0,200</b>	200493,8	231,8218	93,35316	18,18282	1,043073
<b>0,250</b>	193281,8	222,162558	92,01476	22,61197	1,707377
<b>0,300</b>	186570,6	216,608494	90,7142	25,93725	2,536269
<b>0,400</b>	182763,1	211,32536	89,44989	28,81917	4,494418
<b>0,500</b>	183386,8	210,0446	89,44989	30,09784	6,784028
<b>0,600</b>	184647,2	210,683034	89,76265	30,8345	8,93627
<b>0,700</b>	185283,9	212,621835	90,7142	31,72182	10,91502
<b>0,800</b>	186570,6	215,933701	92,34575	32,42157	12,81427
<b>0,900</b>	189866,9	219,350374	93,69386	33,15288	14,41606
<b>1,000</b>	196103,4	223,595865	95,43538	33,78799	15,91773
<b>1,250</b>	204305,5	234,171345	99,89151	35,55914	19,28205
<b>1,500</b>	214073,1	244,928332	104,3582	37,20956	21,83003
<b>1,750</b>	222034,5	255,773867	108,7802	38,84875	23,50927
<b>2,000</b>	231604,9	266,595069	113,093	40,26788	24,64681
<b>2,500</b>	245353,1	287,612938	120,5264	42,19458	25,68239
<b>3,000</b>	260836,6	305,351181	127,722	43,44171	25,68239
<b>4,000</b>	287338,7	339,77803	136,5538	44,53872	24,15972
<b>5,000</b>	305297,4	366,74454	142,6229	44,53872	22,47209
<b>10,000</b>	370567,9	450,095572	153,7253	41,40219	18,63539

**Tab. 2.4.2 – Tabulka zjištěných hodnot polotloušťky absorpce širokého vyzařovacího paprsku pro jednotlivé druhy materiálů a energie [1][3][4][5][8][9]**

## 2.5. Dozimetrické veličiny

Dozimetrie ionizujícího záření je obor, který se zabývá účinky záření na látky ve vztahu k vlastnostem interakce záření s látkou a k jeho množství – dávce, kterou látka obdržela. Míra fyzikálně-chemických účinků záření na látku je závislá na koncentraci iontů vzniklých v dané látce a tedy i na absorbované energii záření.

Základní veličiny popisující účinky záření:

- Absorbovaná dávka (zkráceně „dávka“)  $D$ : energie ionizujícího záření absorbovaná v daném místě ozařované látky na jednotku hmotnosti

$$D = \frac{dE}{dm} \quad [\text{Gy}], (2.5.1)$$

kde  $\Delta E$  je střední energie ionizujícího záření absorbovaná objemovým elementem látky o hmotnosti  $\Delta m$  tohoto elementu. Jednotkou je *Gray*, přičemž dříve používaná jednotka  $rad = 10^{-2} \text{Gy}$ .

- Dávkový příkon  $D'$ : dávka obdržená v daném místě za jednotku času, tedy poměr přírůstku dávky  $\Delta D$  za časový interval  $\Delta t$ .

$$D' = \frac{dD}{dt} \quad [\text{Gy} / \text{s}], (2.5.2)$$

- Kerma  $K$  (kinetic energy released in material): veličina charakterizující působení nepřímo ionizujícího záření z hlediska energetických ztrát primárních částic v daném prostředí. Využívá se speciálně v případech, kdy je primární záření nepřímo ionizující a může tak docházet k jeho interakci ve zcela jiném místě v prostoru, než ve kterém sekundární nabitě částice dávají příspěvek k dávce.

$$K = \frac{dE_k}{dm} \quad [\text{Gy}], (2.5.3)$$

Rozdíl mezi Dávkou a Kermou je, že u Dávky měříme energii předanou objemovému elementu, kdežto u Kermy měříme energii uvolněnou nepřímo ionizujícími částicemi. Kerma tedy vyjadřuje interakci primárního nepřímo ionizujícího záření v látce.

- Expozice  $X$ : vyjadřuje ionizační účinky fotonů ve vzduchu a využívá se pro popis polí fotonového záření

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad [\text{R}], (2.5.4)$$

kde  $dQ$  je absolutní hodnota celkového náboje všech iontů vytvořených ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů, které jsou uvolněny fotony v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti  $dm$ .

- Ekvivalentní dávka  $H$ :

Jedná se o součin Dávky ve tkáni s tzv. jakostním faktorem  $Q$  a součinem dalších modifikujících faktorů  $N$ :

$$H = D \cdot Q \quad [\text{Sv}]. (2.5.5)$$

Jakostní faktor  $Q$  závisí na druhu a energii záření (viz tab. 2.5.1). Pro jakostní faktor  $Q = 1$  platí, že dávka 1 Sv záření má stejný biologický účinek jako dávka 1 Gy.

Druh záření	Q
X, $\gamma$ , $\beta$	1
neutrony	2 -10
protony	10
$\alpha$	20

Tab. 2.5.1 – Tabulka hodnot jakostního faktoru [3]

- Efektivní dávka E:

Je definována jako součet vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních nebo orgánech těla:

$$E = \sum (w_T \cdot H) \quad [\text{Sv}], (2.5.6),$$

kde  $w_T$  je tkáňový váhový faktor.

Tkáň (orgán)	$w_T$
gonády	0,20
mléčná žláza	0,05
červená kostní dřeň	0,12
pľíce	0,12
štítná žláza	0,05
povrch kosti	0,01
tlusté střevo	0,12
žaludek	0,12
játra	0,05
kůže	0,01
ostatní tkáně a orgány	0,05

Tab. 2.5.2 – Tabulka hodnot tkáňového váhového faktoru [3]

### 2.4.1. Převod dozimetrických veličin

Vzhledem k velmi složitému systému dozimetrických veličin nabývá důležitosti možnost převodu hodnot na jiné veličiny používané pro vyjádření vlastností ionizujícího záření a jeho účinku. Některé vztahy lze definovat snadno, avšak některé vztahy jsou velmi složité a pro praktické využití nevhodné. U dalších vztahů je nutno přistoupit k určitým zjednodušením. V tabulce 2.5.2 jsou uvedeny všechny vztahy mezi dozimetrickými veličinami, které jsou prakticky využitelné.

Vztahy mezi veličinami	Dávka D	Dávkový příkon D'	Kerma K	Expozice X	Dávkový ekvivalent H
Dávka D	$D = \frac{dE}{dm}$	$D = \int D' \cdot dt$	$K = D \cdot \dots^2$		$D = \frac{H}{Q \cdot N}$
Dávkový příkon D'	$D' = \frac{dD}{dt}$	$D' = \frac{dD}{dt}$	$D' = \frac{dK}{dt} \cdot \dots^2$		$D' = \frac{1}{Q \cdot N} \cdot \frac{dH}{dt}$
Kerma K	$K = D \cdot \dots^2$	$K = \int D' \cdot dt \cdot \dots^2$	$K = \frac{dE_k}{dm}$		
Expozice X				$X = \frac{dQ}{dm}$	
Dávkový ekvivalent H	$H = D \cdot Q \cdot N$	$H = \int D' \cdot Q \cdot N \cdot dt$			$H = D \cdot Q \cdot N$

Tab. 2.5.2 – vztahy mezi dozimetrickými veličinami

Pro převod jednotek vycházíme z tabulky 2.5.2 a za určitých zjednodušujících předpokladů je možno odvodit vztah:

Biologický účinek

Pouze pro  $\gamma$  záření

$$8,76mGy = 8,76mSv = 1rad = 1R = 1rem = 2,58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1} \quad (2.5.6)$$

Dále je možný převod mezi starší jednotkou erg a energií eV:

$$1eV = 1,6 \cdot 10^{-12} erg. \quad (2.5.7)$$

Jako jednotka energie v klasické fyzice se používá Joule:

$$J = kg \cdot m^2 \cdot s^{-2}, \text{ též } J = N \cdot m, \quad (2.5.8)$$

kde  $kg$  je kilogram,  $m$  je metr,  $s$  je sekunda,  $N$  je newton.

<sup>2</sup>  $K = D \dots$  za podmínky rovnováhy částic – použití  $K$  u nepřímo ionizujícího záření.

Nejčastější jednotka energie v kvantové fyzice, která je využívána i pro potřeby studia rentgenového záření, je tzv. *elektronvolt eV*:

$$1eV = 1,602 \cdot 10^{-19} J. \quad (2.5.9)$$

Z tohoto vztahu lze odvodit přímý převodní vztah mezi jednotkou erg a J:

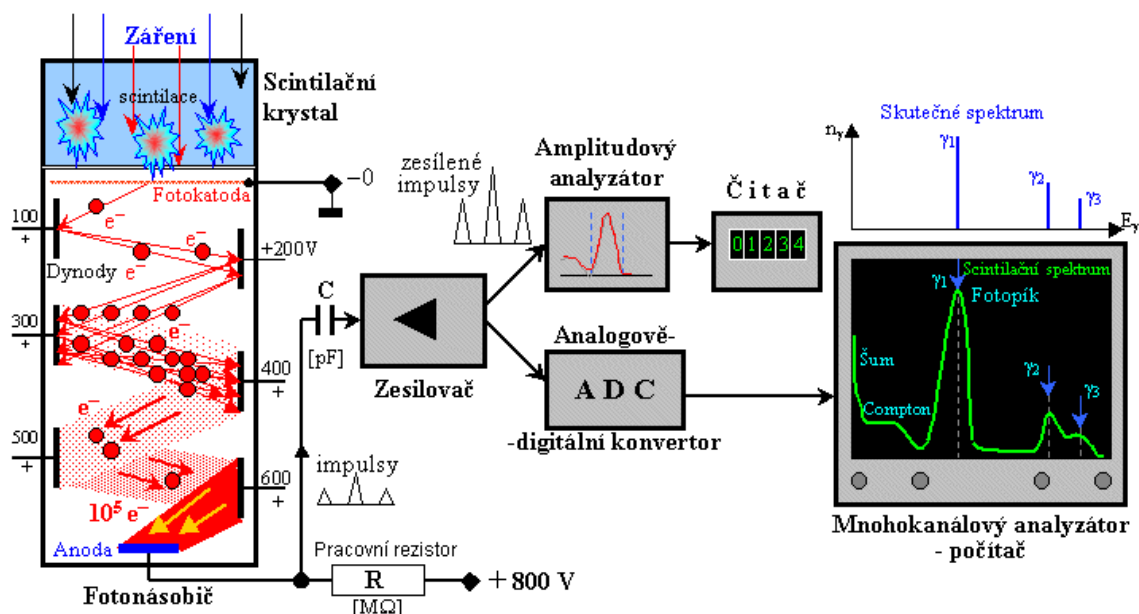
$$1 \text{ erg} = 10^{-7} J. \quad (2.5.10)$$

## 2.6. Detekce ionizujícího záření

Ionizující záření při své interakci s atomy či molekulami látky předává část nebo celou svoji energii této látce a vyvolává v ní tak dočasné nebo trvalé změny. Některé látky tak lze použít jako indikátory ionizujícího záření, a to buď přímo, nebo po určitých úpravách. Obecně lze rozdělit indikátory – radiometry – dle:

- časového průběhu: kontinuální detektory a integrální detektory - kontinuální detektory podávají informaci o okamžitém stavu pole záření v daném místě. Přestane-li být detektor ozařován, klesne výstupní hodnota detektoru na nulu. Naproti tomu integrální detektory sčítají celkové ozáření v daném místě po celou dobu měření. Na výstupu detektoru je celková suma ozáření. Výhodou kontinuálních detektorů je možnost softwarového zpracování k výpočtu celkové sumy ozáření.
- principu detekce: fotografické, materiálové a elektronické – fotografické detektory využívají ionizace k fotochemické reakci materiálu obsahujícího halogenidy stříbra. Tento princip je vhodný pro klasické RTG zobrazovací metody. Materiálové detektory využívají dlouhodobější změny vlastností určitých látek (složení, barva, excitace) působením ionizujícího záření. Tyto detektory mají nízkou citlivost a používají se pro vysoké intenzity záření nebo dlouhodobou kumulativní detekci. Elektronické detektory převádí část absorbované ionizační energie na elektrické proudy nebo impulsy, které se zesilují a vyhodnocují v elektronických aparaturách. Tyto detektory umožňují následné zpracování a úpravy v závislosti na možnostech detektoru.
- komplexnosti měřené informace: detektory záření, spektrometry a zobrazovací detektory – detektory záření udávají pouze intenzitu záření (filmový dozimetr, ionizační komory, Geiger-Müllerův detektor). Spektrometry měří intenzitu a energii záření (scintilační detektor, polovodičový detektor, magnetický spektrometr). Zobrazovací detektor zobrazuje prostorové rozložení intenzity záření (fotografický film, maticové polovodičové detektory).

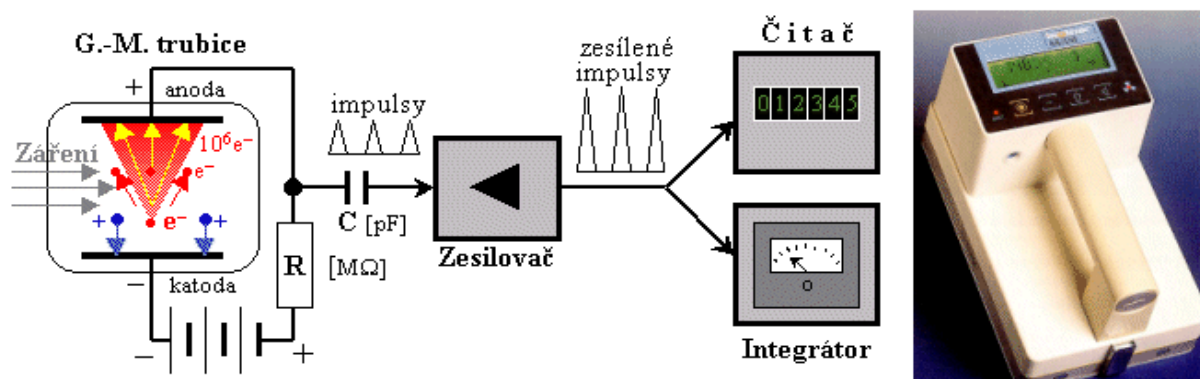
**Scintilační detektory** ionizujícího záření jsou založeny na vlastnosti některých látek reagovat světelnými záblesky na pohlcení kvant ionizujícího záření. Tyto světelné záblesky se pak elektronicky registrují pomocí fotonásobičů. Látky vykazující tuto vlastnost se nazývají scintilátory. Nejstarším používaným scintilátorem je sirník zinečnatý aktivovaný stříbrem ZnS(Ag). Pro účely detekce záření  $\gamma$  se však nejčastěji používá jodid sodný aktivovaný thaliem - NaI(Tl), ve formě monokrystalu. Na obr.2.6.1 je schematicky znázorněn základní princip činnosti scintilačního detektoru/spektrometru. [1]



**Obr.2.6.1. Principiální schéma scintilačního detektoru a spektrometru. [1]**

Kvantum měřeného neviditelného záření, např. záření  $\gamma$ , vniká do scintilačního krystalu, kde se částečně nebo úplně absorbuje a část jeho energie se přemění na záblesk (scintilaci) viditelného světla. Výsledná scintilace je tvořena většinou několika stovkami těchto sekundárních fotonů, v závislosti na absorbované energii primárního detekovaného kvanta. Ke scintilačnímu krystalu je opticky přiložen fotonásobič, který konvertuje světelné fotony na elektrony. Dále fotonásobič obsahuje soustavu elektrod - tzv. dynod (jejich počet bývá cca 8-12), který funguje jako elektronový zesilovač. Na jednotlivé dynody je přiváděno kladné napětí - na každou dynodu postupně vyšší a vyšší. Fotony světelného záblesku ze scintilátoru dopadají na fotokatodu, z níž fotoelektrickým jevem vyrážejí elektrony  $e^-$ . Tyto elektrony poté postupně interagují s dynodami, kde tak zvětšují počet. Detekce je provedena na anodě, kde výsledný proud je úměrný intenzitě dopadajícího záření. [1]

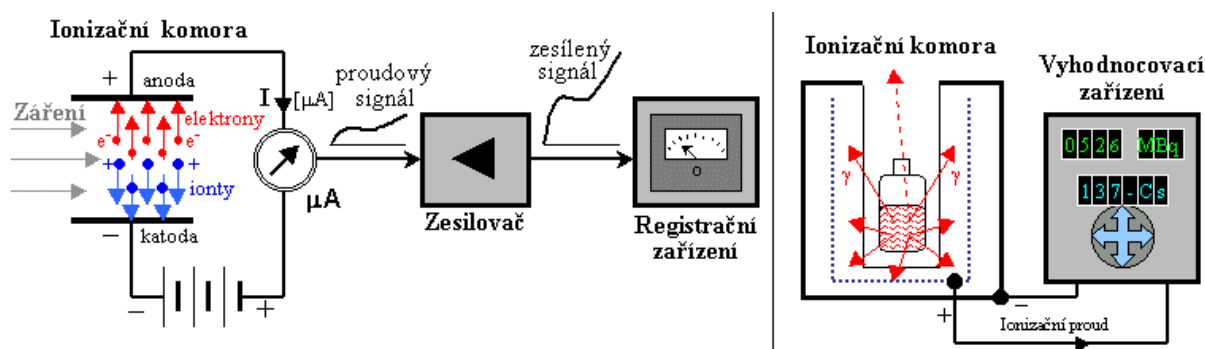
**Geiger-Müllerův detektor** je ionizační komora, hermeticky uzavřená, naplněná plynem o tlaku většinou nižším než atmosférickým. Elektrody této komory jsou zapojeny v elektrickém obvodu o vysokém napětí (600 – 1000V). Po vniknutí kvanta záření nastane v plynu ionizace, načež se elektrony a kladné ionty začnou pohybovat k příslušným elektrodám. Jelikož je napětí vysoké a plyn řídký, dojde k takovému zrychlení elektronu, že při nárazu na atom plynu dokáže vyrazit další elektrony. Tento proces probíhá lavinovitě a vznikne tak samovolný mikrovýboj v prostoru mezi elektrodami. Tento výboj je následně detekován jako napěťový impuls. Tento výboj je nutno co nejdříve přerušit, protože během něj nelze detekovat další částice. Díky vysokému pracovnímu odporu (řádově  $M\Omega$ ) se napětí na elektrodách sníží a produkce sekundárních elektronů se omezí. Poté dochází k rekombinaci iontů a deexcitaci atomů.



Obr. 2.6.2 – Základní schéma Geiger-Müllerova detektoru [1]

**Ionizační komory** jsou nejjednodušším elektronickým detektorem ionizujícího záření; Využívá ionizační účinky na látku. Základní schéma prosté ionizační komory je na obr.2.6.3.

Ionizační komora je tvořena dvěma kovovými destičkami - elektrodami (anodou a katodou), umístěnými v plynném prostředí a připojenými v elektrickém obvodu na napětí řádově stovek voltů. Za normálních okolností (bez přítomnosti záření) systémem neprochází žádný proud - plyn mezi elektrodami je nevodivý, obvod není uzavřen. Vnikne-li však do prostoru mezi elektrodami ionizující záření, vyraží z původně neutrálních atomů plynu elektrony a mění je na kladné ionty. Záporné elektrony putují v elektrickém poli okamžitě ke kladné anodě, kladné ionty se dají do pohybu k záporné katodě - obvodem začne protékat slabý elektrický proud způsobený iontovou vodivostí ionizovaného plynu mezi elektrodami. Proud, měřený mikroampérmetrem, je přímo úměrný intenzitě ionizujícího záření. [1]



Obr.2.6.3. Princip ionizační komory [1]

Elektrický proud protékající ionizační komorou je obecně velmi slabý (cca  $10^{-16}$  až  $10^{-9}$  A) - ionizační komora má nízkou citlivost (účinnost), takže se nehodí pro detekci slabého záření. Její výhodou je však lineární závislost proudu  $i$  v oblasti velkých intenzit ionizujícího záření. Využívá se proto např. pro měření rozložení intenzity ve svazcích záření v radioterapii, nejčastější použití ionizační komory je v dozimetrii pro měření dávky ionizujícího záření. [1]

## 2.7. Vliv záření $\gamma$ (RTG) na lidské zdraví

Biologický účinek záření je závislý především na velikosti absorbované dávky, přičemž s absorbovanou dávkou roste. Z hlediska vztahu dávky a účinku rozlišujeme dva základní typy radiobiologických účinků:

- stochastické (náhodné) účinky: v případě, že absorbovaná dávka není velká, dokáže se organismus úspěšně vyrovnat s jejími účinky pomocí svých regeneračních schopností bez žádných následků. Avšak i při malých dávkách existuje určitá pravděpodobnost, že se poškození nepodaří opravit a mutované buňky se začnou dělit. Vzniknou tak trvalé následky genetické nebo nádorové. Pravděpodobnost roste s dávkou. Závažnost a průběh onemocnění není závislý na výši dávky, ale pouze pravděpodobnost jeho výskytu.
- deterministické účinky: při vysokých dávkách ozáření je počet poškozených molekul biologicky aktivních látek již tak vysoký, že je organismus již není schopen zcela opravit. Část buněk zahyne, nebo se trvale poškodí. Vzniká tak nemoc z ozáření, přičemž poškození tkáně je přímo úměrné obdržené dávce a je předvídatelné. Deterministické účinky se projevují až po obdržení určité prahové dávky, přičemž s rostoucí dávkou roste jak pravděpodobnost vzniku poškození, tak i její závažnost.

**Základní stádia účinku ionizujícího záření** na organismus probíhá ve čtyřech fázích lišících se svojí rychlostí a druhem probíhajících procesů:

- fyzikální stádium: energie záření je během interakce předávána elektronům v atomech za vzniku ionizace a excitace. Trvá jen  $10^{-16} - 10^{-14}$  sekundy.
- fyzikálně – chemické stádium: v tomto případě nastávají fyzikálně-chemické procesy interakce iontů s molekulami za vzniku volných radikálů (např. z vody vznikají  $H^+$ ,  $OH^-$ ,  $H_2O_2$ ,  $HO_2$ ). Tento proces trvá  $10^{-14} - 10^{-10}$  sekundy.
- chemické stádium: vzniklé ionty, radikály, excitované atomy a další produkty ionizujícího záření reagují s organickými molekulami důležitými pro správnou funkci buněk. Chemický proces tak může probíhat např. v proteinech, enzymech nebo také v DNA a RNA (např. zlomy vláknů), přičemž mění jejich složení a tedy i funkci. Procesy chemického stádia mohou trvat od zlomků sekund do řádu jednotek sekund.
- biologické stádium: molekulární změny z chemického stádia mohou vyústit ve funkční a morfologické změny v buňkách, orgánech i organismu jako celku. Doba počátku projevu biologického stádia je nepřímo úměrná absorbované dávce, přičemž při vysokých dávkách se může projevit již během několika desítek minut.

Nevratné **účinky záření na buňky** jsou závislé na absorbované dávce. Dochází ke dvěma typům trvalého poškození:

- smrt buňky: při vysokých dávkách ozáření (stovky Gy) dochází k destrukci a denuraci důležitých složek buněčného obsahu, což může vést až k usmrcení buňky. Smrt buňky může nastat v období mezi dvěma buněčnými děleními, nebo častěji tzv. mitotickou smrtí, kdy se buňka již není schopna dělit. Mitotická smrt nastává již při



jednotkách Gy. Buňky, které se rychle dělí (např. u dětí), jsou více náchylné na mitotickou smrt.

- mutace buňky: změna genetické informace může nastat i při malých dávkách ozáření. Nedochází ke smrti buňky ani k buněčnému dělení, ale změnou DNA dojde k dysfunkci buněk. Tato disfunkce se může přenášet jak na další generace buněk, tak i na další generace postižených organismů (lidí).

Ozáření tedy může vést ke značnému množství škodlivých vlivů a změn. Část z nich může být bez jakýchkoliv následků opravena v rámci přirozených regeneračních procesů, ale některé změny mohou být trvalé s možností následné reprodukce a jejich destruktivního působení.

#### **Radiosenzitivita tkání (od nejvyšší po nejnižší)**

1. Lymfatická tkáň (slezina, thymus)
2. Buňky kostní dřeně
3. Epitel tenkého střeva
4. Zárodečné buňky – spermatogonie
5. Bazální vrstva epidermis
6. Endotel malých cév
7. Oční čočka
8. Ledviny, játra
9. Dospělá kost a chrupavka
10. Nervová tkáň, sval a vazivo

Absorbovaná dávka	Účinek dávky na lidské zdraví
100 mSv	Jisté zvýšení pravděpodobnosti vzniku rakoviny
400 mSv	Projevy nemoci z ozáření
2 Sv	Silná nemoc z ozáření
4 Sv	Extrémní dávka, v některých případech lze přežít díky lékařské péči
8 Sv	Smrtelná dávka

**Tab. 2.7.1 – Účinku absorbované dávky na lidské zdraví [11]**

### 3. Legislativa a normy pro dávky ionizujícího záření

#### 3.1. Legislativa pro jadernou energii a ionizující záření

Ionizujícího záření je potenciálně velmi nebezpečný jev, který při nedbalosti, špatném využití nebo při zneužití může vést k zásadním škodám na zdraví osob. Tato problematika je tedy velmi intenzivně sledována ze strany nadnárodních i národních institucí a organizací.

Hlavním orgánem určeným k vykonávání státní správy a dozoru v této oblasti je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Do jeho působnosti zejména patří:

- výkon státního dozoru nad jadernou bezpečností, jadernými položkami, fyzickou ochranou jaderných zařízení, radiační ochranou a havarijní připraveností v prostorách jaderného zařízení nebo pracoviště se zdroji ionizujícího záření;
  - povolování výkonu činností, nakládání se zdroji ionizujícího záření a radioaktivními odpady, přepravě jaderných materiálů a radionuklidových zářičů;
  - schvalování dokumentace stanovené atomovým zákonem, limitů a podmínek provozu jaderných zařízení, způsobu zajištění fyzické ochrany, havarijních řádů k přepravám jaderných materiálů a vybraných radionuklidových zářičů, vnitřních havarijních plánů jaderných zařízení a pracoviště se zdroji ionizujícího záření;
  - stanovení podmínek a požadavků radiační ochrany obyvatel a pracovníků se zdroji ionizujícího záření, stanovení zóny havarijního plánování a požadavků havarijní připravenosti držitelů povolení dle atomového zákona;
  - sledování stavu ozáření obyvatelstva a pracovníků se zdroji ionizujícího záření;
  - koordinace činnosti radiační monitorovací sítě na území České republiky a zajišťování mezinárodní výměny dat o radiační situaci;
  - vedení státního systému evidence a kontroly jaderných materiálů;
  - odborná spolupráce s Mezinárodní agenturou pro atomovou energii;
  - poskytování údajů o hospodaření s radioaktivními odpady;
  - poskytování údajů o měření a hodnocení účinků jaderných, chemických a biologických látek na člověka a prostředí včetně hodnocení stupně ochrany individuálních a kolektivních prostředků ochrany člověka před těmito látkami.
- [14]

Základním dokumentem, kterým je vymezena politika v oblasti využívání jaderné energie a ionizujícího záření je „Smlouva o založení Evropského společenství pro atomovou energii (Euratom)“. ČR oficiálně přistoupila k této smlouvě vstupem do Evropské unie dne 1. května 2004. Úpravy legislativy však probíhaly již od roku 1997. Smlouva upravuje mezinárodní spolupráci mimo jiné v těchto oblastech:

- rozvoj výzkumu;
- výměna informací;

- ochrana zdraví;
- investován a zakládání společných podniků;
- zásobování rudami;
- zamezení zneužívání jaderných materiálů;
- vnější vztahy společenství. [14]

Základním zákonem, který upravuje využití jaderné energie v České republice je zákon č. 18/1997 „o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon)“ ve znění pozdějších předpisů.

Tento zákon upravuje:

- způsoby využití jaderné energie a ionizujícího záření a podmínky vykonávání činností souvisejících s využíváním jaderné energie a činností vedoucích k ozáření;
- systém ochrany osob a životního prostředí před nežádoucími účinky ionizujícího záření;
- povinnosti při přípravě a provádění zásahů vedoucích ke snížení přírodního ozáření a ozáření v důsledku radiačních nehod;
- zvláštní požadavky pro zajištění občanskoprávní odpovědnosti za škody v případě jaderných škod;
- podmínky zajištění bezpečného nakládání s radioaktivními odpady;
- výkon státní správy a dozoru při využívání jaderné energie, při činnostech vedoucích k ozáření a nad jadernými položkami. [12]

Problematika využití jaderné energie a ionizujícího záření v ČR je také upravována cestou Nařízení Vlády ČR a vyhláškami SÚJB, které mají všeobecnou platnost. Tyto dokumenty jsou vždy v souladu s atomovým zákonem. Nejdůležitějšími vyhláškami z hlediska zdravotnických prostředků, které využívají ionizující záření, jsou:

- vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb., v pozdějším znění vyhlášky 499/2005 Sb., o radiační ochraně. Tato zcela zásadní vyhláška mimo jiné obsahuje klasifikace zdrojů, limity ozáření, podmínky zajištění radiační ochrany, atd. Jedná se o podrobnou prováděcí vyhlášku v oblasti radiační ochrany;
- vyhláška SÚJB č.144/1997 Sb. o fyzické ochraně jaderných materiálů a zařízení a jejich zařazování do jednotlivých kategorií;
- vyhláška SÚJB č. 146/1997 Sb. stanovující činnosti, které mají bezprostřední vliv na jadernou bezpečnost, dále požadavky na kvalifikaci a odbornou přípravu osob, způsob ověřování zvláštní odborné způsobilosti a způsob udělování oprávnění vybraným pracovníkům. [14]

### **3.2. Zvláštní odborná způsobilost (ZOZ) k vykonávání činností zvláště důležitých z hlediska radiační ochrany**

K zajištění radiační ochrany na pracovištích je nezbytné, aby osoby, které využívají nebo nějakým způsobem nakládají se zdroji ionizujícího záření (ZIZ), měly odpovídající vzdělání pro práci s těmito ZIZ i potřebné znalosti v radiační ochraně. Pro dosažení potřebné kvalifikace probíhá pod patronací SÚJB vzdělávání a školení těchto osob.

V ČR je uvedená povinnost stanovena atomovým zákonem a vyhláškou č. 146/1997 Sb., o zvláštní odborné způsobilosti. Atomový zákon (AZ) stanovuje systém vzdělávání a ověřování způsobilosti zaměstnanců podle významu jimi vykonávané práce.

Podmínky pro získání oprávnění ZOZ upravuje vyhláška č. 146/1997 Sb. v posledním znění. Podmínkou pro vydání oprávnění ZOZ je třeba vzdělání příslušného směru (lékařské, technické), minimálně jednoroční praxe, zdravotní způsobilost, absolvování kursu a složení zkoušek před Odbornou zkušební komisí SÚJB.

Zkouška je organizována na základě přihlášky podané SÚJB fyzickou osobou, jejíž zvláštní odborná způsobilost má být ověřena. Přihláška musí být opatřena kolkem nebo musí být správní poplatek zaslán na účet Úřadu, musí obsahovat identifikační údaje a musí být doloženo nejvyšší dosažené vzdělání včetně odborného zaměření. Dále je potřeba doložit absolvování další odborné přípravy (kurzu). U pracovníků, kteří jsou nebo hodlají být pracovníky kategorie A, předloží posudek o zdravotní způsobilosti a musí být uvedena specifikace činností, pro které má být zvláštní odborná způsobilost ověřena.

Vlastní zkouška probíhá formou písemné a ústní zkoušky před OZK. Pro činnosti, k jejichž výkonu je třeba i praktických znalostí a dovedností, může mít zkouška také část praktickou.

Oprávnění se uděluje pro činnosti s velmi významnými ZIZ (jaderný reaktor) na dobu osmi let, pro ostatní činnosti na dobu deseti let. Pro činnost osob s přímou odpovědností za zajištění radiační ochrany při lékařském ozáření se uděluje na dobu neurčitou.

Rozsah znalostí požadovaných pro získání zvláštní odborné způsobilosti pro nakládání se zdroji ionizujícího záření je různý podle druhu zdroje, pro jehož používání jsou zkoušky skládány. Od největšího rozsahu po nejmenší:

- pracoviště nukleární medicíny;
- radioterapeutické pracoviště;
- radiodiagnostické pracoviště;
- pracoviště se zubním rentgenem;
- veterinární pracoviště. [14]

### **3.3. Normy pro dávky ionizujícího záření**

Legislativa stanovuje limity ozáření osob z důvodu ochrany zdraví osob, které přijdou do styku se zdroji ionizujícího záření. Do čerpání limitů ozáření se nezapočítává ozáření z přírodních zdrojů, mimo ozáření z těch přírodních zdrojů, které jsou vědomě a záměrně využívány. [13]

Vyhláška SÚJB č. 307/2002 Sb. rozděluje limity pro ozáření osob do 4 hlavních kategorií:

#### **3.3.1. Obecné limity**

Obecné limity se vztahují na celkové ozáření z všech radiačních činností, kromě profesního ozáření, lékařského ozáření a havarijního ozáření. Limity pro součet efektivních dávek jsou:

- 1 mSv za kalendářní rok;
- 5 mSv za dobu 5 za sebou jdoucích let;
- hodnota ekvivalentní dávky 15 mSv v oční čočce za kalendářní rok;
- průměrná ekvivalentní dávka v  $1 \text{ cm}^2$  kůže 50 mSv za kalendářní rok. [13]

#### **3.3.2. Limity pro radiační pracovníky**

Tyto limity se vztahují na profesní ozáření, tj. na ozáření, kterému jsou vystaveni radiační pracovníci v přímém vztahu k vykonávané práci. Limity pro součet efektivních dávek pro radiační pracovníky jsou:

- 50 mSv za kalendářní rok;
- 100 mSv za dobu 5 za sebou jdoucích let;
- hodnota ekvivalentní dávky 150 mSv v oční čočce za kalendářní rok;
- průměrná ekvivalentní dávka v  $1 \text{ cm}^2$  kůže 500 mSv za kalendářní rok;
- průměrná ekvivalentní dávka na ruce od prstů po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky hodnota 500 mSv za kalendářní rok. [13]

#### **3.3.3. Limity pro učně a studenty**

Tyto limity platí pro učně a studenty, kteří dovršili 16 let do doby, kdy dovrší 18 let. Vztahují se na ozáření, kterému jsou vědomě, dobrovolně a po poučení o rizicích s tím spojených vystaveny, v rámci specializované přípravy na výkon povolání se zdroji ionizujícího záření. Limity pro součet efektivních dávek pro učně a studenty jsou:

- 6 mSv za kalendářní rok;
- hodnota ekvivalentní dávky 50 mSv v oční čočce za kalendářní rok;
- průměrná ekvivalentní dávka v  $1 \text{ cm}^2$  kůže 150 mSv za kalendářní rok;
- průměrná ekvivalentní dávka na ruce od prstů po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky hodnota 150 mSv za kalendářní rok. [13]

Limity ozáření na 5 po sobě jdoucích let nejsou stanoveny z důvodu nemožnosti jejich naplnění.

### 3.4. Přehled dávek ionizujícího záření, které může člověk obdržet z různých zdrojů

V následující tabulce jsou uvedeny hodnoty absorbované dávky, které můžeme obdržet z různých zdrojů ionizujícího záření.

<b>Zdroj ionizujícího záření</b>	<b>Absorbovaná dávka</b>
Rentgenové vyšetření paže	1 $\mu$ Gy
Rentgenové vyšetření hrudníku	20 $\mu$ Gy
CT vyšetření hrudníku	5,8 mGy
Rentgenové vyšetření chrupu	5 $\mu$ Gy
CT vyšetření celého těla	10 – 30 mGy
Mammografické vyšetření	0,5 mGy
Průměrná přirozená denní dávka	10 $\mu$ Gy/24 hodin
Průměrná denní dávka na palubě letadla ve výšce 10 000 m	66 $\mu$ Gy/24 hodin
Radioizotopy v těle	7,7 $\mu$ Gy/24 hodin
RTG tělesný scanner	250 $\mu$ Gy
Deset minut poblíž černobylského reaktoru po výbuchu	50 Gy/10 minut

**Tab. 3.4.1 – Tabulka hodnot ozáření z různých zdrojů [11]**

## 4. Výpočet vlivu prostředí na energii RTG záření

### 4.1. Výpočet energie RTG záření v závislosti na vzdálenosti od zdroje a charakteru prostředí

Každé záření emitované z rentgenu prochází různými druhy prostředí, kde interaguje s atomy látek a ztrácí svoji energii. Celkový útlum RTG záření závisí na hustotě látek a jejich atomové hmotnosti a také na počáteční energii RTG záření.

Vycházíme ze znalosti polotloušťky absorpce pro jednotlivé energie záření a druhy materiálů.

Základní vzorec pro útlum energie RTG záření je:

$$E_{utl} = E_1 - E_2 \quad [\text{eV}], (4.1.1)$$

kde  $E_{utl}$  je energie utlumená v prostředí,  $E_1$  je energie vyzářená zdrojem RTG záření,  $E_2$  je zbytková energie v určité vzdálenosti od zdroje.

Požadovaným výsledkem výpočtu je energie záření v určité vzdálenosti od zdroje, proto:

$$E_2 = E_1 - E_{utl} \quad [\text{eV}], (4.1.2)$$

Energie zdroje je dána technickými parametry přístroje. Energii v určité vzdálenosti od zdroje je nutno vypočítat zprostředkovaně pomocí celkové tloušťky prostředí, kterým prochází paprsek, a polotloušťky absorpce pro daný materiál a energii. Proto:

$$E_2 = \frac{E_1}{2^{\frac{L}{X_1}}} \quad [\text{eV}], (4.1.3)$$

kde:

$L$  .... hloubka vrstvy prostředí, kterou prochází paprsek RTG záření;

$X_1$  .... polotloušťka absorpce pro daný materiál a energii záření.

V reálné praxi neprochází paprsek pouze jedním druhem prostředí. Ve většině případů prochází několika druhy prostředí, např. vzduch, biologická tkáň, konstrukce budov, stínící materiál. Do vzorce výpočtu je tedy nutno zařadit možnost vložení více druhů prostředí, které budou mít vliv na celkový útlum prostředí:

$$E_2 = \frac{E_1}{2^{\left( \frac{L_a}{X_1^a} + \frac{L_b}{X_1^b} + \dots + \frac{L_n}{X_1^n} \right)}} \quad [\text{eV}], (4.1.4)$$

Jednotlivé polotloušťky absorpce druhů prostředí je nutno zadávat ručně z tabulky, jelikož jejich hodnoty byly ověřeny experimentálně. Teoretické výpočty polotlouštěk

absorpce v závislosti na energii RTG záření zasahují do oblasti atomové fyziky, jsou velmi náročné, a tudíž přesahují rámec této práce.

Díky znalosti energie vyzářené RTG zdrojem a velikosti energie v určité vzdálenosti od zdroje, je možno odvodit vzorec pro výpočet velikosti utlumené energie RTG záření:

$$E_{util} = E_1 - \frac{E_1}{2^{\left( \frac{L_a}{X_1^a} + \frac{L_b}{X_1^b} + \dots + \frac{L_n}{X_1^n} \right)}} \quad [\text{eV}].(4.1.5)$$

Rovnici lze upravit:

$$E_{util} = E_1 \cdot \left[ 1 - \frac{1}{2^{\left( \frac{L_a}{X_1^a} + \frac{L_b}{X_1^b} + \dots + \frac{L_n}{X_1^n} \right)}} \right] \quad [\text{eV}].(4.1.6)$$

## 4.2. Výpočet hmotnosti

Každý RTG přístroj emituje ionizující záření ve svazku, který má určitý úhel rozptylu. To závisí na konstrukčním uspořádání. Tento fakt umožňuje za určitých zjednodušených podmínek vypočítat hmotnost tkáně, která je tímto svazkem ozářena.

V okamžiku, kdy bude svazek ionizujícího záření o určité celkové energii působit na osobu, mohou nastat celkem 3 možnosti ozáření:

- ozářená osoba se bude nacházet tak blízko zdroji, že svazek záření celý prochází tkání;
- svazek záření nebude celý procházet tkání. Na okraji vyzařovací charakteristiky se vytvoří úseče, kde ionizující záření již nebude působit na tkáň;
- svazek záření bude tak široký, že tělo ozářené osoby bude exponováno celé nebo téměř celé.

Pro potřeby zjednodušení výpočtů je stanoveno, že šířka těla osoby je 35 cm a hloubka těla (v předozadním směru) je 20 cm. Průměrná hustota tkáně je  $1000 \text{ kg/m}^3$ . Plocha předního průmětu běžného lidského těla je  $0,65 \text{ m}^2$ .

### 4.2.1. ad a) Svazek záření celý prochází tkání

V tomto případě platí podmínka, že průměr paprsku v místě styku s tkání je roven, nebo menší než 30 cm. Proto můžeme hmotnost tkáně vypočítat jako objem válce vynásobený hustotou tkáně:

$$m = \rho \cdot V \quad [\text{kg}], (4.2.1)$$

kde  $\rho$  je hustota tkáně a  $V$  je objem ozářené hmoty.

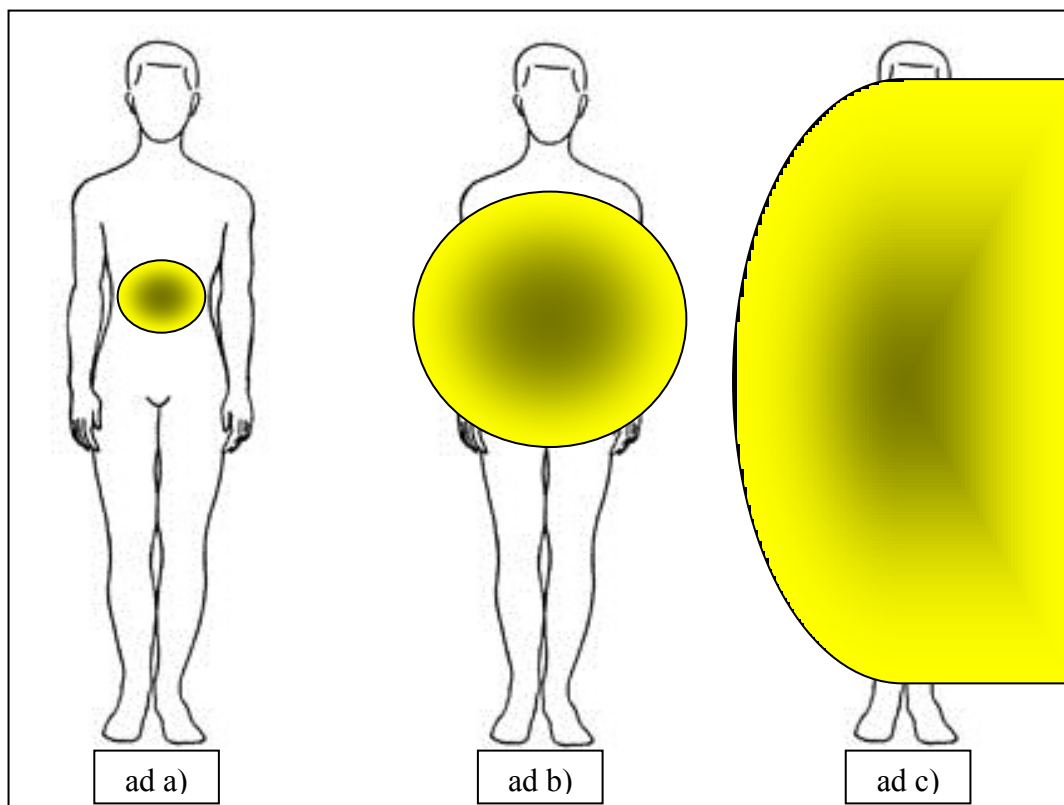
Objem válce vypočítáme dle vzorce:



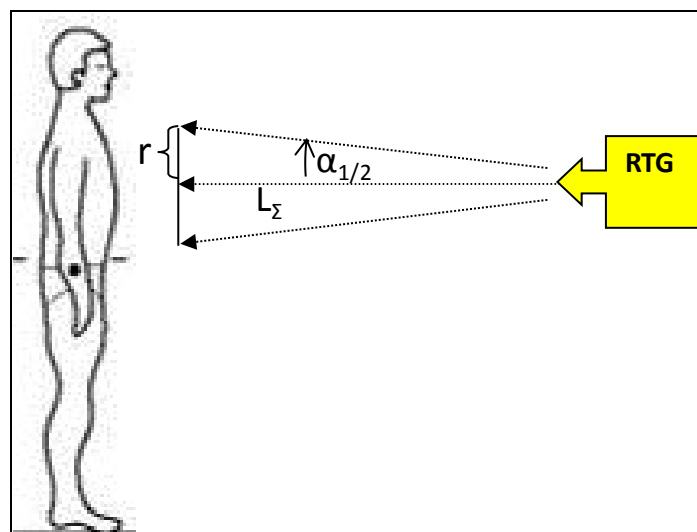
$$V = \pi \cdot r^2 \cdot h , \quad [\text{m}^3], (4.2.2)$$

kde  $r$  je poloměr svazku paprsku v místě ozáření tkáně,  $h$  je hloubka ozáření tkáně.

Jelikož platí zjednodušující podmínka, že  $h = 0,2 \text{ m}$ , je nutno odvodit pouze poloměr paprsku dopadajícího na tkáň. Tento poloměr odvodíme pomocí úhlu svazku (resp. jeho poloviny) a vzdálenosti ozáření tkáně od zdroje záření (viz obr. 4.2.2).



**Obr. 4.2.1 – Možnosti ozáření svazkem RTG záření**



**Obr. 4.2.2 – Poloměr svazku záření dopadajícího na tkáň**

Vyjdeme z rovnice pro pravoúhlý trojúhelník:

$$\tan \alpha_{1/2} = \frac{r}{L_{\Sigma}}. \quad (4.2.3)$$

Poté vyjádříme  $r$ . Zároveň je nutno počítat s faktem, že úhel  $\alpha_{1/2}$  je pouze polovina úhlu  $\alpha$ , pod kterým se emituje záření ze zdroje. Proto platí vztah:

$$r = L_{\Sigma} \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad [\text{m}]. \quad (4.2.4)$$

Po dosazení do rovnice (4.3.2) dostaneme vzorec pro výpočet objemu tkáně:

$$V = \pi \cdot h \cdot \left[ L_{\Sigma} \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \right]^2 \quad [\text{m}^3]. \quad (4.2.5)$$

Hmotnost tkáně je součinem hustoty a objemu:

$$m = \rho \cdot V = \rho \cdot \pi \cdot h \cdot \left[ L_{\Sigma} \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \right]^2 \quad [\text{kg}]. \quad (4.2.6)$$

Upravením vzorce a následně dosazením hodnot veličin  $h$  a  $\rho$  dostaneme výsledný vzorec:

$$m = 200 \cdot \pi \cdot L_{\Sigma}^2 \cdot \tan^2\left(\frac{\alpha}{2}\right) \quad [\text{kg}]. \quad (4.2.7)$$

#### **4.2.2. ad b) Svazek záření nebude celý procházet tkání. Na okraji vyzařovací charakteristiky se vytvoří úseče**

V případě, že průměr svazku záření je v místě styku s tkání větší než 0,3 m, bude na tkáň člověka dopadat pouze část energie emitovaného RTG záření. V rámci určitého zjednodušení je možno počítat objem tkáně jako objem válce bez dvou úsečí na okrajích (viz obr. 4.3.1).

Vyjdeme ze stejných vzorců, jako v kapitole 4.2.1, ale od obsahu kruhu je nutno odečíst dvě úseče, které reprezentují část plochy svazku dopadající mimo tělo.

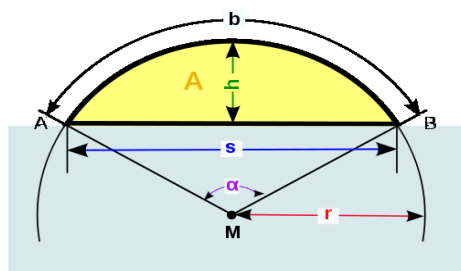
Pro objem válce platí vzorec (4.2.2):

$$V = \pi \cdot r^2 \cdot h.$$

Pro obsah úseče v kruhu platí vzorec:

$$S_U = r^2 \cdot \arccos\left(\frac{r - h_U}{r}\right) - (r - h_U) \cdot \sqrt{2 \cdot h_U \cdot r - h_U^2} \quad [\text{m}^2], \quad (4.2.8)$$

kde  $h_U$  je hloubka úseče.



**Obr. 4.2.3 – Kruhovú úseč**

Veličinu  $h_U$  můžeme vyjádřit pomocí poloměru svazku  $r$  a poloviny stanovené šířky těla, tzn. 0,15 m:

$$h_U = r - 0,15 \quad [\text{m}]. (4.2.9)$$

Po dosazení do vzorce (4.3.8) pro obsah úseče platí:

$$S_U = r^2 \cdot \arccos\left(\frac{0,15}{r}\right) - 0,15 \cdot \sqrt{r^2 - 0,0225} \quad [\text{m}^2]. (4.2.10)$$

Pro objem válce bez dvou úsečí platí vzorec, který je odvozen od objemu válce (vzorec 3.3.5):

$$V = \pi \cdot h \cdot \left[ L_\Sigma \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \right]^2 - 2 \cdot S_U \cdot h \quad [\text{m}^3]. (4.2.11)$$

Dosazením rovnice (4.3.10) vznikne vzorec pro objem válce bez dvou úsečí:

$$V = \pi \cdot h \cdot \left[ L_\Sigma \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \right]^2 - 2 \cdot h \cdot r^2 \cdot \arccos\left(\frac{0,15}{r}\right) + 0,3 \cdot h \cdot \sqrt{r^2 - 0,0225} \quad [\text{m}^3]. (4.2.12)$$

**Hmotnost tkáně** lze vypočítat vynásobením objemu hustotou materiálu. V našem případě platí, že hustota tkáně je  $1000 \text{ kg/m}^3$ . Dále za veličinu  $h$  dosadíme hodnotu 0,2 m:

$$m = 200 \cdot \left\{ \pi \cdot \left[ L_\Sigma \cdot \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right) \right]^2 - 2 \cdot r^2 \cdot \arccos\left(\frac{0,15}{r}\right) + 0,3 \cdot \sqrt{r^2 - 0,0225} \right\} \quad [\text{kg}]. (4.2.13)$$

#### 4.2.3. ad a) Tělo ozářené osoby bude exponováno celé

V případě, že bude svazek RTG záření široký natolik, že bude tělo ozářeno celé, je nutno zavést zjednodušený výpočet, ve kterém z plochy svazku v místě ozáření odečteme čelní plochu těla (nebo také průmět těla). Pro potřeby této práce budeme uvažovat hodnotu objemu člověka o hmotnosti 80 kg a hustotě  $1000 \text{ kg/m}^3$ , tedy:

$$V = \frac{m}{\rho} = \frac{80}{1000} = 0,08 \text{ m}^3 \quad [\text{m}^3]. (4.2.14)$$

### 4.3. Výpočet poměru energie, která pronikne do tkáně

Dále je nutné uvažovat, že energie proniká do roviny, kde se nachází tkáň, nebude pohlcena celá. Část energie bude směřovat do tkáně a část energie se bude šířit v prostoru úsečí, tedy mimo tělo. Tato energie tak nebude způsobovat ozáření.

#### 4.3.1. ad a) Svazek záření prochází celý tkání

V tomto případě do těla pronikne veškerá energie, která se dostane do roviny tkáně, tedy:

$$E_A = E_2 \quad [\text{eV}].(4.3.1)$$

#### 4.3.2. ad b) Svazek záření nebude celý procházet tkání. Na okraji vyzařovací charakteristiky se vytvoří úseče

V tomto případě do těla pronikne pouze část energie, která se dostane do roviny tkáně. Druhá část projde kolem těla v prostoru úsečí popsaných v kapitole 4.2.2.

Energii tedy musíme snížit o procento, které odpovídá procentuálnímu vyjádření plochy dvou úsečí k celkové ploše řezu svazku záření v rovině dopadu na tkáň. To lze vyjádřit pomocí vzorce:

$$E_A = E_2 \cdot \left(1 - \frac{2 \cdot S_U}{\pi \cdot r^2}\right) \quad [\text{eV}].(4.3.2)$$

#### 4.3.3. ad a) Tělo ozářené osoby bude celé exponováno

V tomto případě je nutno uvažovat čelní plochu průměrného člověka. Tuto plochu pak opět vyjádříme procentuálně k celkové ploše řezu svazku záření v rovině dopadu na tkáň. Budeme uvažovat čelní plochu osoby  $S_0 = 0,5 \text{ m}^2$ .

Absorbovanou energii záření získáme pomocí vzorce:

$$E_A = E_2 \cdot \left(\frac{S_0}{\pi \cdot r^2}\right) = E_2 \cdot \left(\frac{1}{2 \cdot \pi \cdot r^2}\right) \quad [\text{eV}].(4.3.3)$$

Pomocí předchozích vzorců je vypočítána absorbovaná dávka, která je zapříčiněna provedením jednoho RTG snímku – tedy jedním cyklem emitování RTG záření. Pro hodnocení rizika pro osoby je důležité tuto hodnotu vynásobit počtem provedených emisí RTG záření a následné porovnání s limity pro obyvatelstvo a personál.

### 4.4. Výpočet absorbované dávky

Na základě znalosti energie, kterou absorbuje tkáň, a na základě znalosti hmotnosti této tkáně, nyní je možné vypočítat absorbovanou dávku záření dle vzorce:

$$D = \frac{dE}{dm} = \frac{\Delta E}{m} = \frac{1}{m} \cdot \left[ E_A - \frac{E_A}{2^{\left( \frac{L_{MO}}{X_{\frac{1}{2}^{MO}}} \right)}} \right] \quad [\text{Gy}], (4.4.1)$$

kde u cílového objektu (např. měřicí přístroj nebo tkáň ozařovaných osob),  $\Delta E$ , *resp.*  $E_A$  je energie RTG záření, která pronikne do tkáně,  $m$  je hmotnost ozářené tkáně,  $L_{MO}$  je šířka (běžná osoba 30 cm) a  $X_{\frac{1}{2}^{MO}}$  je polotloušťka absorpce lidské tkáně.

$L_{MO}$  a  $X_{\frac{1}{2}^{MO}}$  jsou zadané parametry,  $E_A$  a  $m$  jsou proměnné hodnoty vypočítané na základě vzorců popsaných v předchozích kapitolách.

## 5. Program pro výpočet vlivu prostředí na energii RTG záření

Součástí diplomové práce je program pro výpočet vlivu prostředí na útlum energie RTG záření. Program je vytvořen v prostředí Matlab za použití aplikace GUI. Veličina, kterou je program schopen vypočítat, je absorbovaná dávka RTG záření a velikost energie rentgenového záření v určité vzdálenosti od zdroje. Průběh útlumu energie záření je uveden v grafu, který je součástí uživatelského rozhraní. Všechny tyto výpočty zahrnují počáteční energii RTG záření emitovaného ze zdroje a následný útlum v závislosti na prostředí, kterým záření prochází. Prostředí ovlivňuje záření velikostí polotloušťky absorpce a celkovou mohutností každé vrstvy. Výsledek je znázorněn jak číselně, tak i graficky.

Byly vytvořeny celkem 2 verze programu, které se liší vstupní proměnnou veličinou:

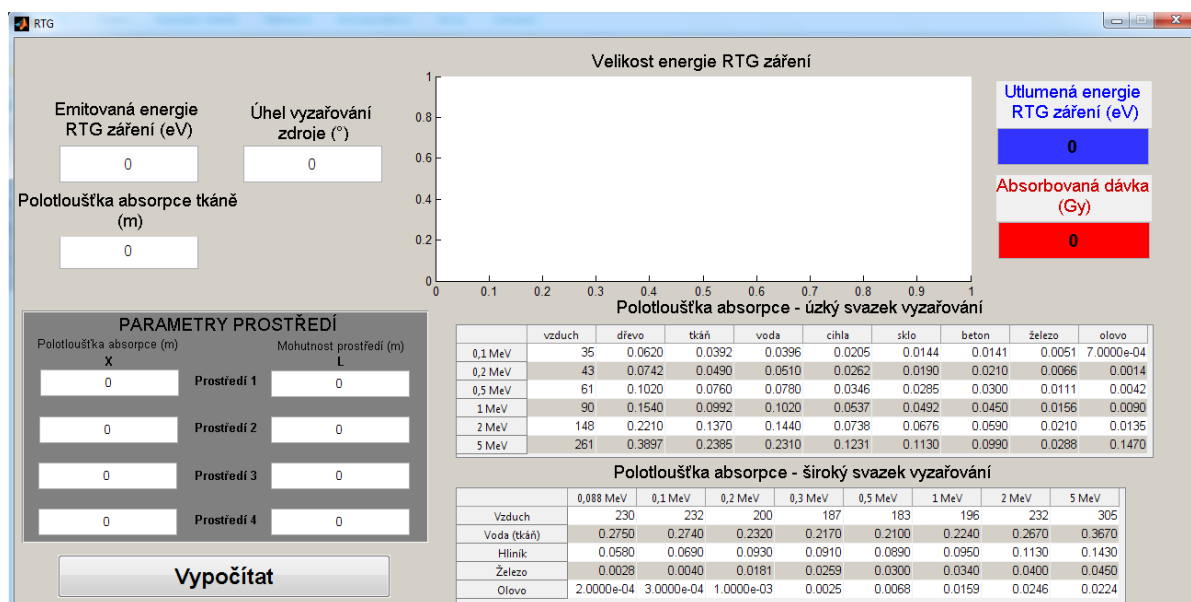
- 1. verze využívá jako vstupní veličinu energii ionizujícího záření. Jednotkou jsou elektronvolty. Výhodou této verze je její přesnost, ale nevýhodou je nutnost znalosti vstupní veličiny energie ionizujícího záření. Tato veličina není běžně dostupná v manuálech, ani v kontrolních protokolech rentgenových přístrojů;
- 2. verze tento nedostatek odstranila. Jako vstupní veličina je zadána Kerma na výstupu rentgenového zařízení. To je hodnota, která je uvedena v každém protokolu o zkoušce dlouhodobé stability a v každém přejímacím protokolu. Tyto protokoly jsou nedílnou součástí dokumentace každého rentgenového přístroje a lze je tak jednoduše vyčíst.

### 5.1. Verze pro výpočet dávky z energie ionizujícího záření

Jako vstupní veličiny je nutno zadat parametry prostředí (polotloušťka absorpce a mohutnost vrstvy), kterými bude záření procházet. Vše je nutno uvést v základních hodnotách veličin (eV, m). Je možno zadat až 4 různé druhy prostředí, jejichž parametry je možno získat z aplikované tabulky. Dále je nutno zadat emitovanou energii ze zdroje RTG záření. Pokud nemáme naměřené hodnoty, lze je vyčíst s příslušné dokumentace, která by měla být přiložena ke každému zdroji. Velikost emitované energie je také možno odhadovat, nebo experimentálně vkládat a tím testovat určité prostředí na odolnost proti průniku ionizujícího záření.

Výsledkem výpočtu je graf, kde je zobrazen průběh velikosti energie RTG záření na vzdálenosti od zdroje. Další vypočítanou veličinou je číselný údaj o velikosti energie v zadané vzdálenosti od zdroje a dávka absorbovaná zjednodušeným modelem osoby (průměr těla 30 cm).

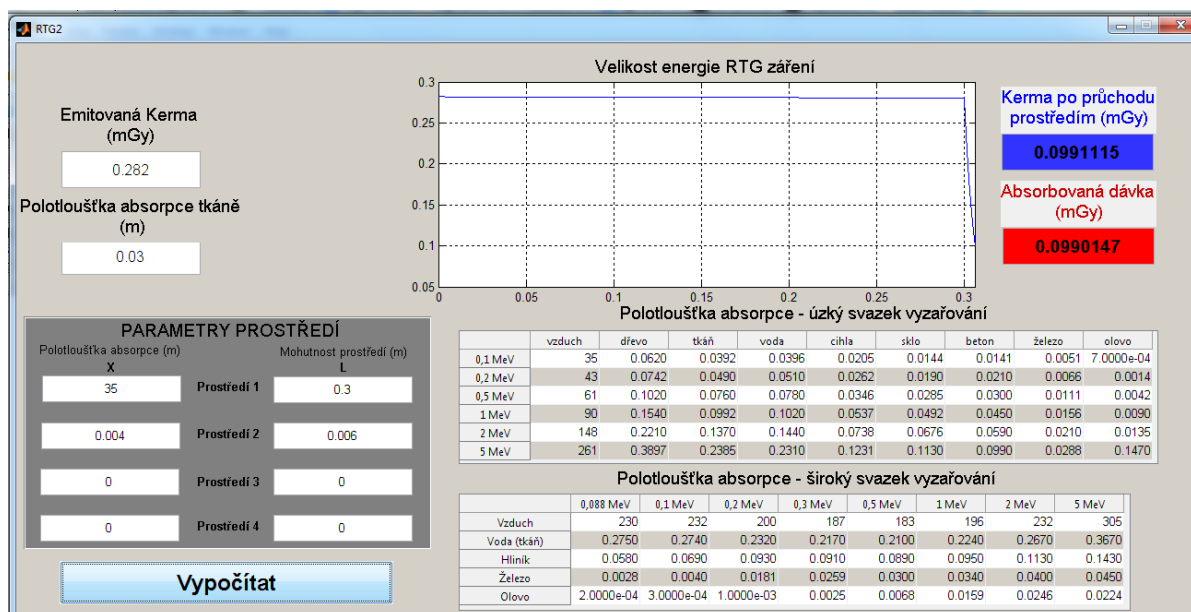
Další možností je využití programu pro obecný výpočet útlumu pro libovolnou jednotku. V tomto případě zavedeme místo energie záření v eV například počáteční Kerma a po zadání polotlouštěk absorpce se na výstupu v kolonce „Utlumená energie RTG záření“ objeví vypočítaná utlumená veličina v jednotkách, ve kterých byla zadána počáteční veličina. Průběh útlumu libovolné jednotky je taktéž znázorněn graficky. Pouze hodnota veličiny „absorbovaná dávka“ není platná z důvodu neplatnosti vzorce pro Kerma.



Obr. 5.1.1 – Uživatelské rozhraní programu – verze 1

## 5.2. Verze pro výpočet dávky z Kermy na výstupu rentgenu

Tato varianta je jednodušší pro potřeby simulování rozložení energie rentgenového záření z důvodů uvedených na začátku této kapitoly. Po zadání emitované Kermy a dalších vstupních parametrů program vypočítá Kerma po průchodu prostředím a také absorbovanou dávku.



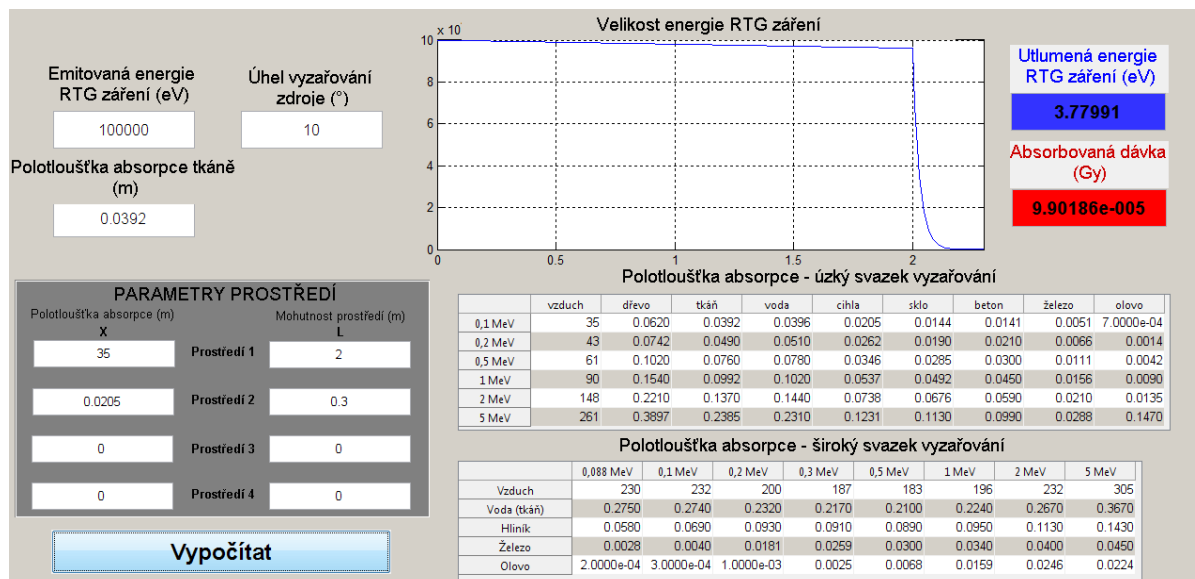
Obr. 5.2.1 – Uživatelské rozhraní programu – verze 2

## 5.3. Příklad výpočtu v programu

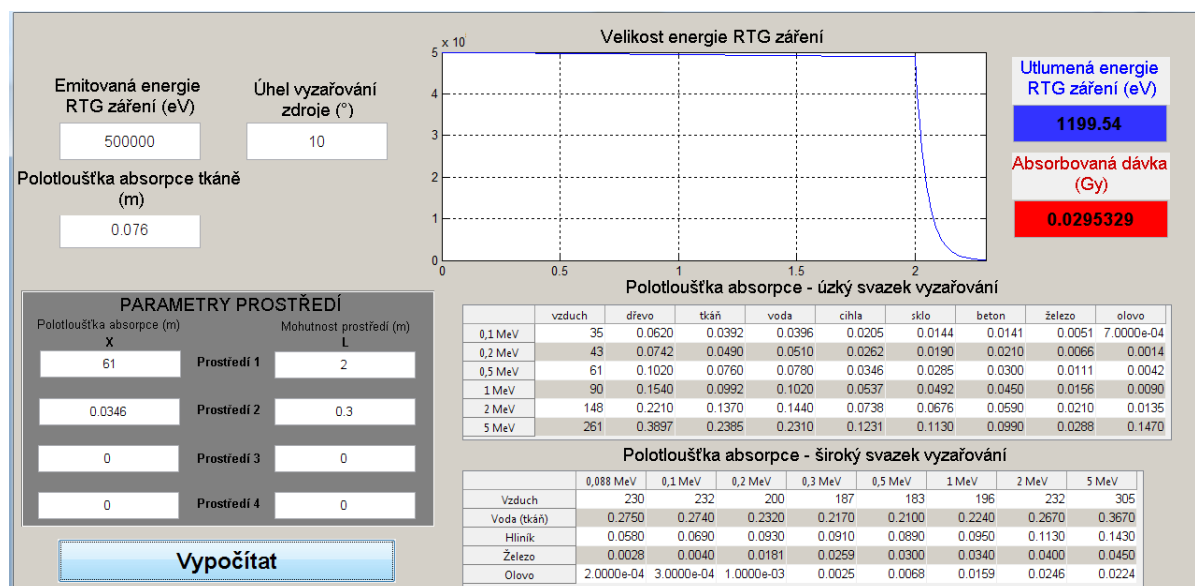
### 5.3.1. Verze pro výpočet dávky z energie ionizujícího záření

Pro příklad výpočtu šíření ionizujícího záření byla nastavena hodnota 100 keV, která je běžnou hodnotou energie pro malé rentgenky používané v rentgenové diagnostice.

Zkoumáme velikost absorbované dávky osoby, která stojí 2,3 m od rentgenky. Mezi rentgenkou a osobou je 2 m vzduchu a 0,3 m široká cihlová zeď. Pro porovnání byl proveden výpočet i pro velikost emitované energie 500 keV.



Obr. 5.3.1 – Výpočet pro hodnotu energie 100 keV



Obr. 5.3.2 – Výpočet pro hodnotu energie 500 keV

Na obrázcích 5.3.1 a 5.3.2, na grafu velikosti energie RTG záření, lze vidět průběh jeho hodnoty. Záření nejprve prochází vzduchem, kde je útlum energie minimální. Nicméně po průchodu cihlovou zdí je velikost energie RTG záření výrazně snížena.

Při porovnání výsledku u obou hodnot velikosti energie je patrný výrazný rozdíl v pronikavosti záření. Zatímco pro 100 keV je velikost energie snížena cca 25tis krát, pro hodnotu 500 keV je velikost energie snížena cca 420krát. Rozdíl těchto hodnot je dán jinými hodnotami polotloušťky absorpce pro různé hodnoty energie ionizujícího záření a tedy jinými hodnotami napětí na rentgence. Platí zde tedy zásada – čím větší napětí na rentgence, tím je

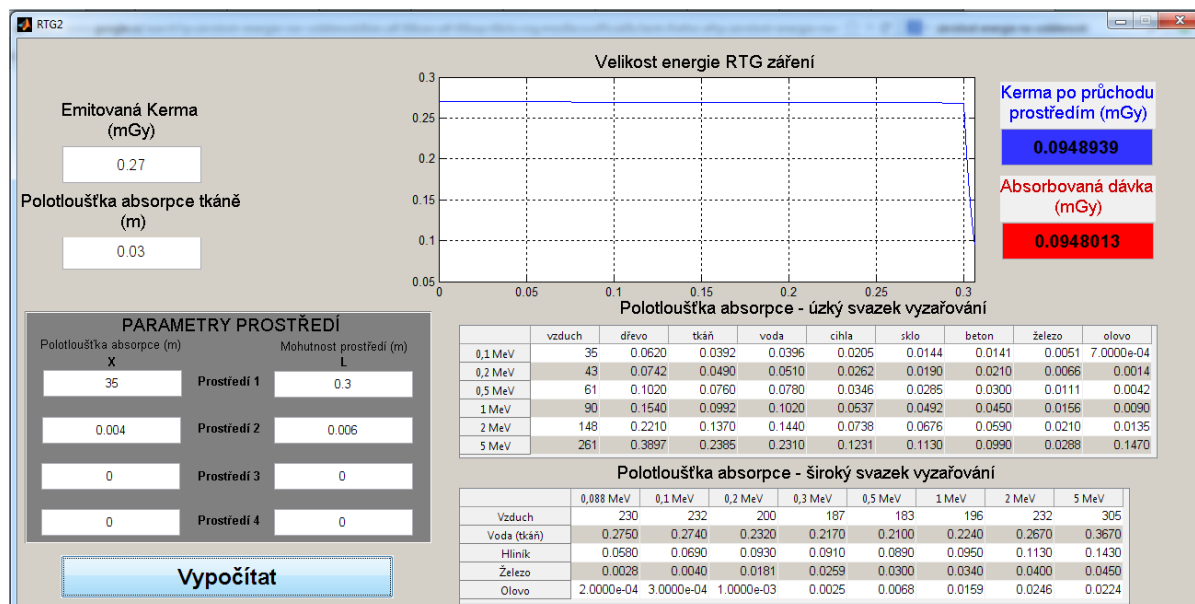


větší pronikavost záření – tím důkladnější musí být opatření ochrany proti ionizujícímu záření.

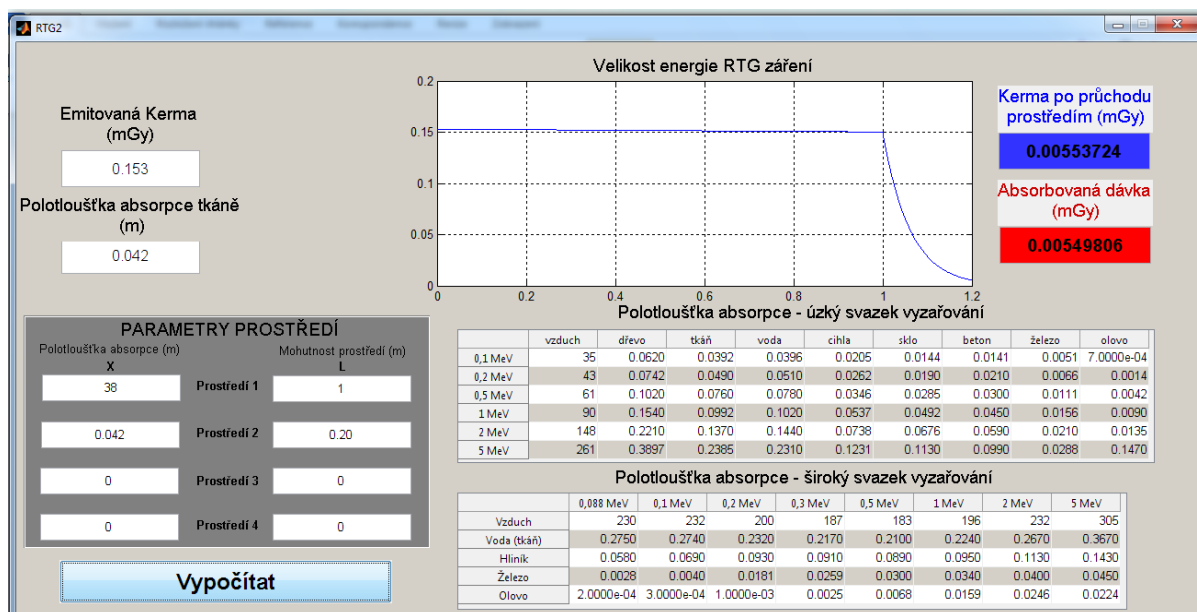
Další porovnávanou hodnotou je absorbovaná dávka ionizujícího záření. Osoba, která stojí za zdí, v případě ionizujícího záření o hodnotě 100 keV dostane dávku 99  $\mu\text{Gy}$ . V případě záření o energii 500 keV tělo absorbuje dávku 29 mGy. Poměr absorbované dávky u obou hodnot je jiný, než poměr velikosti utlumené energie po průchodu cihlovou zdí. Tento rozdíl je způsoben jinou hodnotou zbytkové energie a tedy i rozdílnou pronikavostí. V každém případě tedy tělo absorbuje jiné procento z energie, která prochází tělem. Zbytek energie projde tělem a pokračuje dále.

### 5.3.2. Verze pro výpočet dávky z emitované Kermy - vypočtené hodnoty

Na obrázku 5.3.3 je uveden výsledek výpočtu absorbované dávky pro intraorální rentgen Satelec X-mind DC. Vstupní veličiny emitované Kermy a prostředí byly zadány z protokolu o zkoušce dlouhodobé stability. Součástí zkoušky byl fantom z hliníku o tloušťce 6 mm, který se nacházel 30 cm od zdroje. Vypočtená hodnota absorbované dávky je 0.095 mGy.



Obr. 5.3.3 – Výpočet absorbované dávky pro intraorální rentgen



**Obr. 5.3.4 – Výpočet absorbované dávky pro Carestream DRX-Evolution**

Pro rentgenový přístroj Carestream DRX-Evolution byly zadány vstupní hodnoty: emitovaná Kerma – 0,153 mGy, rentgenka se nacházela 1m od vodního fantomu, který byl 20 cm široký. Pomocí programu byla vypočítána absorbovaná dávka 5,5  $\mu$ Gy. Průběh Kermy je uveden na následujícím obrázku.

## 6. Měření vyzařování zdrojů RTG záření

Praktická část diplomové práce se skládá z provedení měření šíření RTG záření na rentgenovém pracovišti a provedení vyhodnocení těchto měření z hlediska bezpečnosti pro personál a obyvatelstvo. Vzhledem k použití standardního rentgenového přístroje je možno tyto výsledky zevšeobecnit a využít pro hodnocení bezpečnosti zdrojů rentgenového záření, které mají podobné parametry. Měření bylo provedeno částečně i v rámci běžného provozu na radiodiagnostickém pracovišti a má tak reálnou vypovídající hodnotu. Nakonec je provedeno porovnání výsledků měření s teoretickými výpočty.

Měření bylo provedeno na radiodiagnostickém pracovišti Fakultní nemocnice Ostrava, na oddělení kardiovaskulárním. Byly využity celkem 2 přístroje. První přístroj typu Carestream DRX-Evolution umožňuje snímkování pacientů ve stoje i vleže. Lze tak změřit intenzitu ionizujícího záření pro oba tyto příklady. Druhý přístroj, rentgen ke snímkování ortopantomogramů, byl typu Kodak 9000 extraoral IMG system.

### 6.1. Měřicí přístroj

Pro potřeby měření byl využit přístroj

Radcal model 2026c s ionizační komorou 20X6-1800.

Jedná se o víceúčelový přístroj s velkoobjemovou ionizační komorou 20X6-1800 pro měření dávky a dávkového příkonu rozptýleného záření. Je vybaven automatickou kalibrací ionizačních komor a automatickou korekcí okolní teploty. Přístroj není možno propojit s počítačem.

Měřicí rozsah: dávka: 0,5 nGy – 2,1 Gy,

dávkový příkon: 1μGy/hod – 570 mGy/hod,

energie záření: 33 keV – 1,33 MeV.

Objem komory: 1800 cm<sup>3</sup>

Maximální chyba měření: 4%

S/N přístroje: 26-0834, S/N ionizační komory: 31035



**Obr. 6.1.1 – Zleva: Ionizační komora 20X6-1800 a přístroj Radcal model 2026c**

## 6.2. Charakteristika a parametry měřených zdrojů RTG záření

### 6.2.1. Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution

Jedná se o moderní přístroj s elektronickou detekcí ionizujícího záření. Nejmodernější technologie umožňují snížit úroveň ozáření na minimální úroveň a snížit tak riziko pro pacienty i obsluhu. Přístroj umožňuje snímkování pacienta v poloze vleže i ve stoje.

Rentgenka je typu Toshiba Rotanode E7254GX.

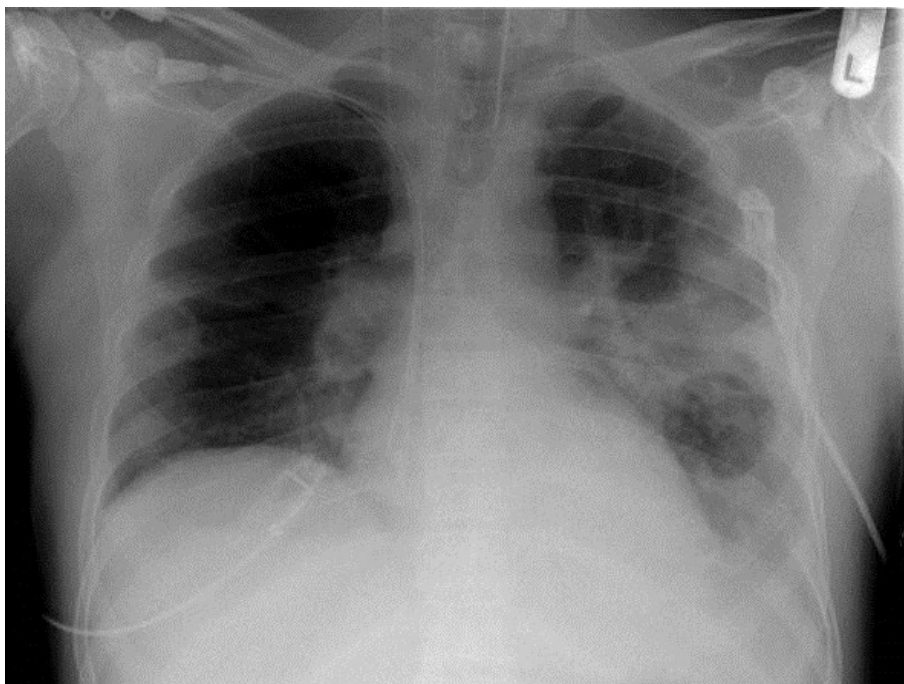
Parametry rentgenky:

- rozsah energie 40 - 150 kV, během měření použita energie 120 kV,
- proud 160 mA,
- doba expozice 394 ms,
- vyzařovací charakteristika: směrový paprsek čtvercového průřezu, úhel max 12°,
- tepelná kapacita 300 kJ (400 k HU),
- velikosti ohniska 0,6/1,2 mm.

Výsledky měření dlouhodobé stability RTG přístroje odpovídají normám a přístroj je způsobilý k provozu.



Obr. 6.2.1 – RTG přístroj Carestream DRX-Evolution



**Obr. 6.2.2 – Ukázka snímku plic v poloze pacienta ve stoje**

#### **6.2.2. Rentgenový přístroj na snímání ortopantomogramu Kodak 9000 extraoral IMG system**

Jedná se o moderní přístroj, který umožňuje snímkování ortopantomogramů a provádění 3D snímkování oblasti čelisti. Ke své funkci využívá rentgenku, která rotuje kolem pacientovy hlavy. Na druhé straně pacientovy hlavy souběžně rotuje snímač ionizujícího záření, který snímá jednotlivé RTG snímky. Ty jsou posílány do počítače, kde probíhá rekonstrukce obrazu čelisti a jeho následné zobrazení.

Parametry rentgenky:

- rozsah energie 60 - 90 kV, během měření použita energie 74 kV,
- proud 10 mA,
- doba expozice 4 – 16s, během měření doba expozice 15,1s,
- vyzařovací charakteristika: úzce směrový paprsek, rentgenka rotující kolem hlavy pacienta,
- velikosti ohniska 0,6/1,2 mm.



**Obr. 6.2.3 – RTG Kodak 9000 extraoral IMG system**



**Obr. 6.2.4 – Ukázka OPG snímku**

### **6.3. Postup měření**

Měření zdrojů ionizujícího záření bylo prováděno ve dvou vyšetřovnách na dvou rentgenových přístrojích.

V prvním případě se jedná o stacionární rentgen, který byl měřen ve dvou polohách. Nejprve bylo provedeno měření, kdy osa svazku emitovaného záření rentgenového přístroje byla vodorovná. Pacient nebo fantom se nacházel ve stoje a byla snímána oblast hrudního



koše. Poté se provedlo měření, kdy se snímkovalo na rentgenovém stole a svazek emitované energie z rentgenu směřoval dolů přímo na stůl.

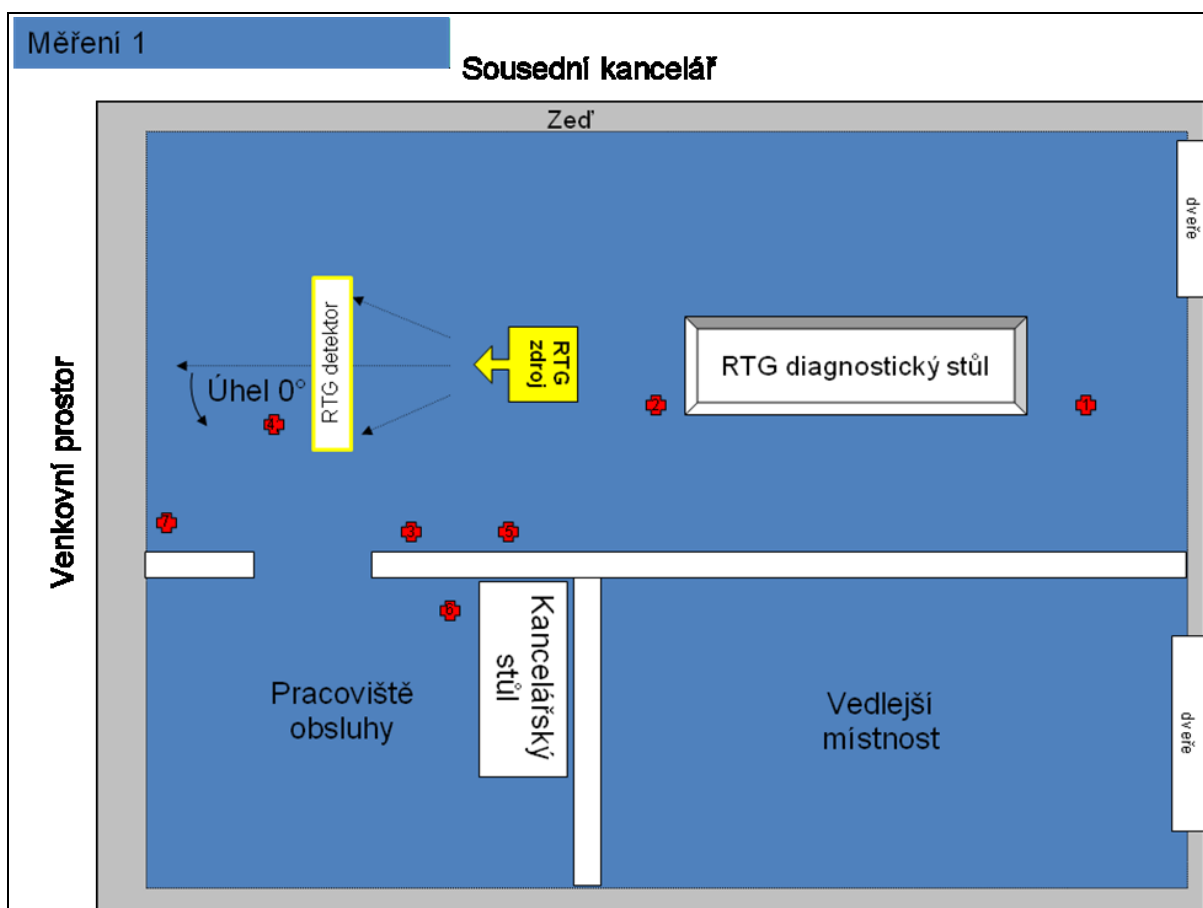
Ve druhém případě bylo provedeno měření na digitálním panoramatickém rentgenu, který se používá pro snímání ortopantomogramu. Jedná se o zdroj rentgenového záření, jehož svazek emitované energie je pohyblivý. Rentgenka se otáčí se v úhlu cca 180° vodorovně kolem hlavy pacienta a energie je tak emitována ve větším úhlu, než u běžných rentgenových přístrojů.

### 6.3.1. Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution

V rentgenové místnosti byly provedeny 2 série měření.

#### 6.3.1.1. 1. měření

Zdroj rentgenového záření emitoval energii vodorovně ve směru k oknům místnosti. Celkem 10 měření v 7 pozicích, bylo provedeno podle nákresu na obr. 6.2.1. Některá měření byla provedena na fantomu a některá na pacientech (viz. tabulka měření). Měřicí senzor se ve většině případů nacházel ve výšce 1,15 m nad zemí. Jedná se o stejnou výšku, ve které se nacházel zdroj RTG záření.



Obr. 6.3.1 – stacionární RTG v pozici č. 1 – půdorys

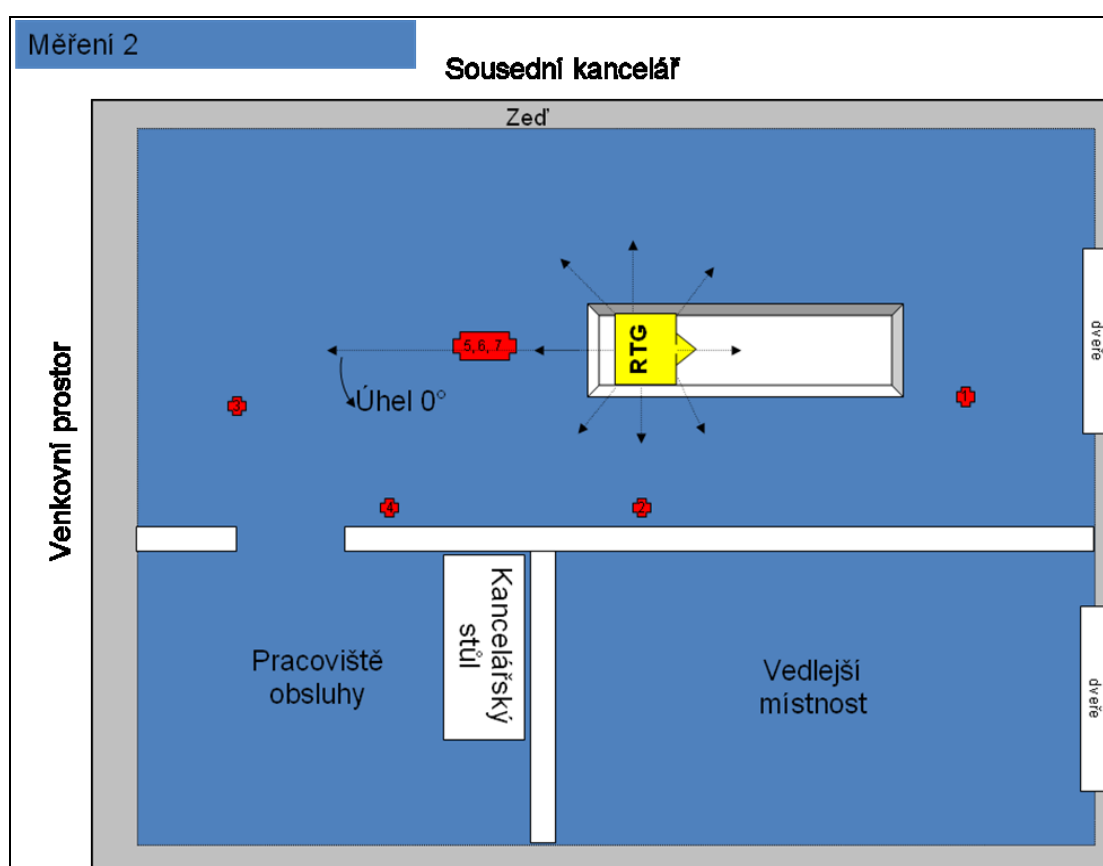
### 6.3.1.2. 2. měření

Zdroj rentgenového záření se nacházel nad RTG vyšetřovacím stolem ve výšce 160 cm a emitoval energii kolmo k zemi směrem dolů na rentgenový stůl, kde byl umístěn fantom. Jednotlivá snímání, kterých bylo celkem 8, byla provedena podle nákresu na obr. 6.2.2. V případě měření na pozici č.2 byla změřena dávka ve dvou různých polohách clony paprsku. V rámci měření 5 – 7 byla zkoumána dávka v závislosti na výšce.

### 6.3.2. Digitální panoramatický rentgen

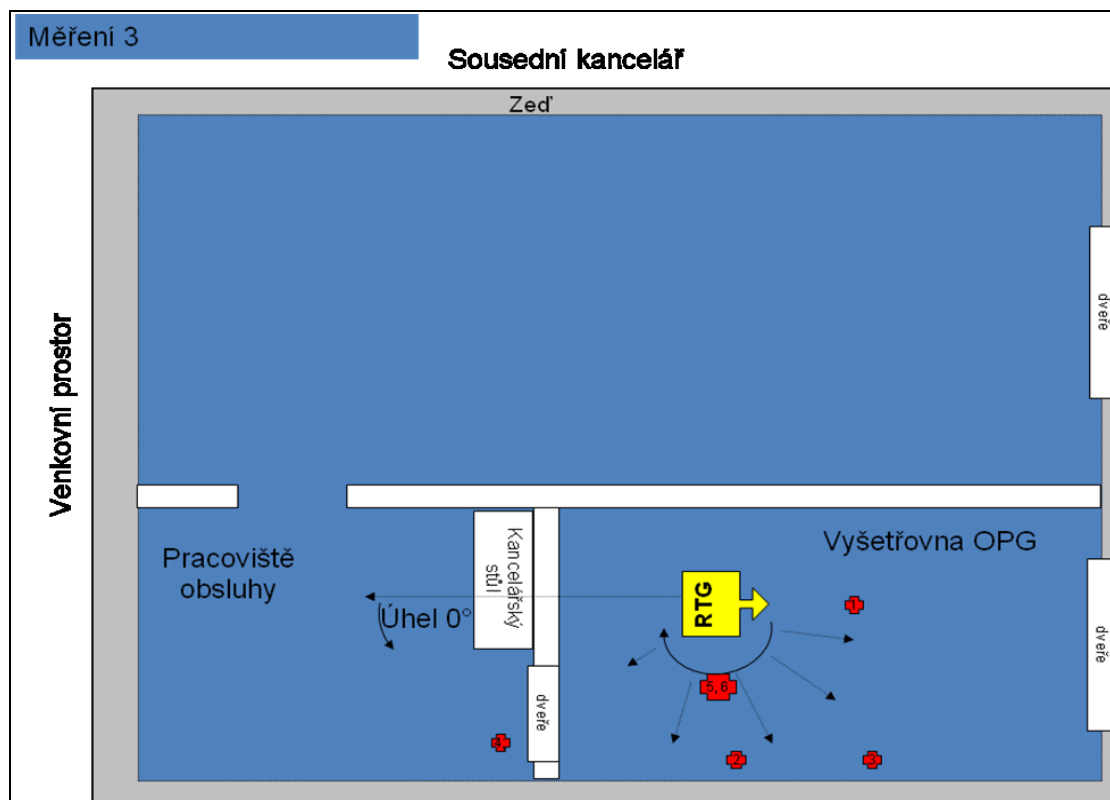
V případě digitálního panoramatického rentgenu nebyla intenzita ionizujícího záření konstantní v průběhu celého snímání pacienta. Je to důsledkem pohybu svazku emitovaného záření, jehož expozice trvala celkem 15,1s. Měřenou veličinou tak byla celková dávka ionizujícího záření za dobu jednoho snímacího cyklu.

Jednotlivá snímání, kterých bylo celkem 6, byla provedena podle nákresu na obr. 6.2.3.. V případě měření č.5 a 6 se jednalo o jednu pozici, ale v jiné výšce senzoru.



Obr. 6.3.2 – stacionární RTG v pozici č. 2 – půdorys





Obr. 6.3.3 – náčrtek měření digitálního panoramatického RTG – půdorys

## 6.4. Vyhodnocení měření

### 6.4.1. Stacionární rentgen Carestream DRX-Evolution

V případě měření 1 a 2, které bylo prováděno na stacionárním rentgenovém přístroji, bylo zjištěno, že dávka běžného rentgenového vyšetření, která projde pacientem (fantomem) je 4,4 a následně senzorkovým systémem rentgenového zařízení je na velmi nízké úrovni (26,7 nGy). Systém clon a kolimátoru, který dokáže zaměřit paprsek přesně na vyšetřovanou oblast a rentgenový snímač, je velmi přesný a přímý svazek ionizujícího záření tak neproniká do okolí. Zásahu na tomto faktu má i možnost přesného nastavení úrovně intenzity záření a doby emise záření v závislosti na velikosti ozařované části těla.

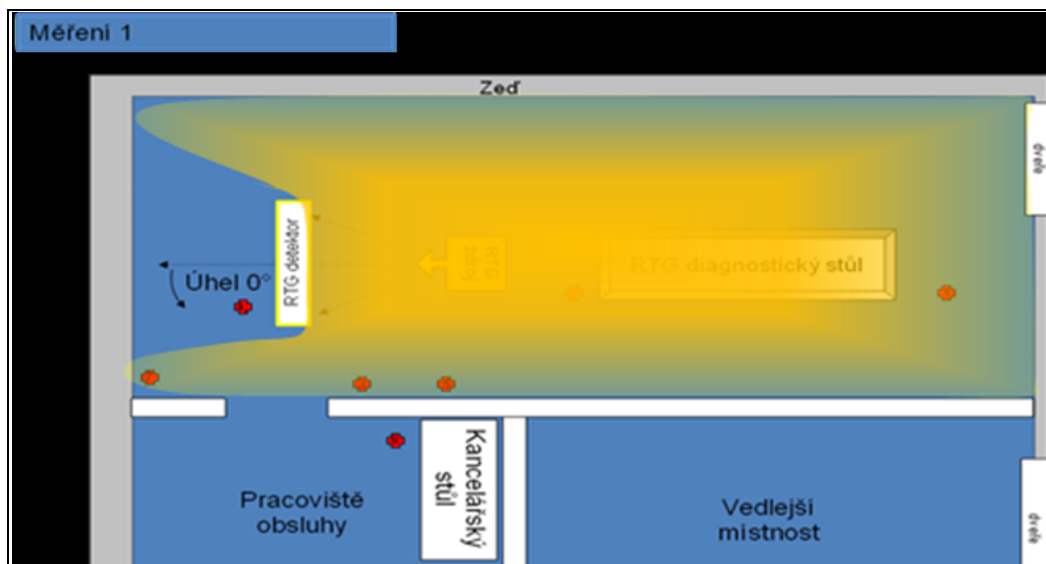
Nicméně bylo zjištěno, že část energie ionizujícího záření nebyla pohlcena pacientem (fantomem), ale byla rozptýlena do okolí pomocí mechanismu Comptonova (kvantového) rozptylu. V tomto případě platí přímá úměra – čím větší pacient, tím větší emitovaná dávka, a tím větší intenzita ionizujícího záření v prostoru. V místnosti s rentgenem byly zjištěny dávky na jeden provedený snímek v rozmezí od 68 nGy v nejvzdálenějších koutech po hodnoty přes 200 nGy v nejbližším okolí rentgenky a pacienta.

Z hlediska výškového rozložení bylo zjištěno, že nejvyšší intenzita ionizujícího záření je na úrovni pacienta (fantomu), který je hlavním zdrojem částic vznikajících pomocí Comptonově rozptylu.

Na prostorové rozložení intenzity záření mají vliv 2 hlavní faktory. První z nich je vzdálenost od pacienta (fantomu). Intenzita záření klesá se čtvercem vzdálenosti. Dalším

vlivem je postupně klesající energie kvant záření (Comptonovým rozptylem ztrácí podstatnou část energie) a tudíž i snižující se polotloušťka absorpce vzduchu, který i přes malou hustotu dokáže relativně výrazně utlumit zbytkové ionizující záření.

Odhad prostorového rozložení intenzity ionizujícího záření je na obrázku 6.4.1.



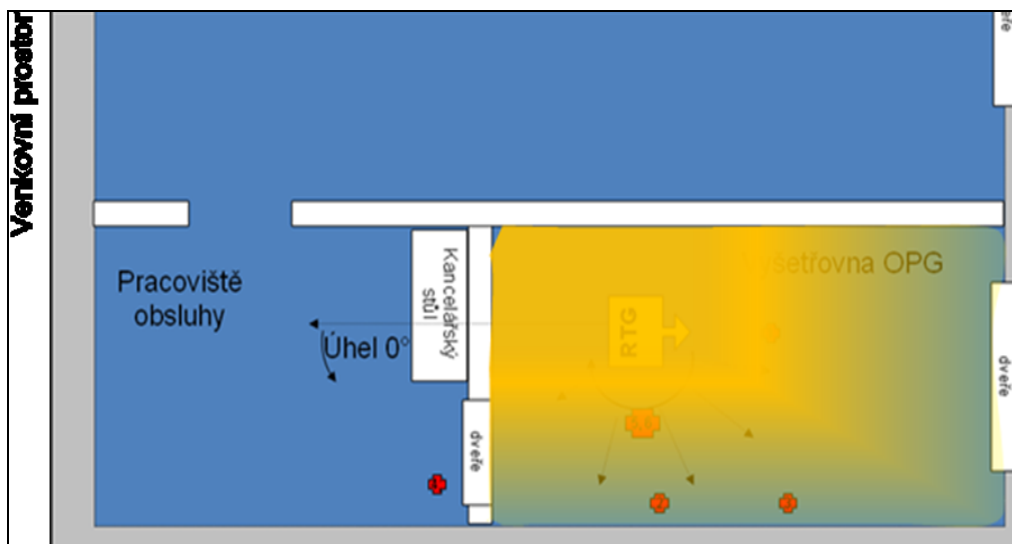
Obr. 6.4.1 – odhad rozložení intenzity ionizujícího záření

#### 6.4.2. Digitální panoramatický rentgen Kodak 9000

V případě panoramatického rentgenu je nutné brát v úvahu dlouhou dobu, po kterou je emitováno RTG záření. Tento fakt způsobuje, že je emitováno více záření, i když s nižší energií kvant. Stejně jako v případě předchozího rentgenového přístroje je přímé ionizující záření pohlceno pacientem (fantomem) nebo detektorem. Rizikovým faktorem tak zůstává především sekundární záření, které vzniklo pomocí Comptonova rozptylu. Dalším faktorem typickým pro panoramatické rentgeny je otáčivý pohyb rentgenky, což způsobuje pravidelnější prostorové rozložení odraženého záření.

I zde platí obě pravidla, která byla popsána u předchozího rentgenového přístroje. Nejvyšší intenzita je ve výšce ozařované tkáně a klesá se čtvercem vzdálenosti.

Během měření bylo zjištěno, že dávky RTG záření na jeden snímek OPG jsou obecně vyšší než u klasického rentgenového snímku. S tím souvisí i vyšší množství odraženého záření. Naměřené hodnoty se pohybovaly od 42 nGy ve vzdálenějším místě až po hodnoty překračující 600 nGy v blízkosti otáčejícího se mechanismu rentgenky. Nižší energie kvant záření měla za následek menší hodnoty polotloušťky absorpce a tím pádem větší ztráty energie kvant v závislosti na vzdálenosti od pacienta (fantomu).



Obr. 6.4.2 – odhad rozložení intenzity ionizujícího záření

## 6.5. Porovnání simulovaných hodnot s měřením

Pro porovnání simulovaných hodnot bylo možné využít naměřených hodnot, které byly naměřeny u přístrojů Carestream DRX-Evolution a také hodnot naměřených v rámci zkoušky dlouhodobé stability u přístroje Satelec X-Mind DC. Vzhledem k veličinám, které byly zjištěny, bylo využito 2. verze programu.

### Satelec X-Mind DC

Naměřená hodnota absorbované dávky ionizujícího záření po průchodu fantomem (6 mm hliník) dle protokolu zkoušky stability byla 0,072 mGy. Vypočtená hodnota je 0,095 mGy.

### Carestream DRX-Evolution

Naměřená hodnota absorbované dávky ionizujícího záření po průchodu fantomem (20 cm vodní fantom) byla 0,0043 mGy. Vypočtená hodnota je 0,0055 mGy.

Rozdíl v hodnotách absorbované dávky je dán tzv. nedokonalostí prostředí, kterým skutečné záření prochází. Simulované výpočty jsou nastaveny na určité konstantní a celistvé vlastnosti prostředí, které však nejsou ve skutečnosti totožné. Dalším důvodem je fakt, že je k dispozici pouze omezený výčet polotloušťek absorpce. Pokud zdroj má jinou hodnotu napětí na rentgence, je nutno polotloušťku absorpce odhadnout dle určité zákonitosti, která je tabulkou naznačena. Dalším zdrojem nejistoty je omezený výčet materiálů, pro které jsou polotloušťky vypočteny. Pokud se materiál nenachází v seznamu, je nutné polotloušťku odhadnout dle jeho hustoty – přirovnáním k jednomu z materiálů, které jsou uvedeny v tabulce. Program je naladěn, aby počítal s rezervou – tj. aby vypočítaná hodnota byla mírně vyšší skutečnost. Je to z důvodu toho, že účelem tohoto programu má být stanovení možnosti rizika. Pokud program prokáže riziko, předpokládá se provedení měření.

## 6.6. Vyhodnocení bezpečnosti a potenciálního rizika použití RTG přístrojů

Vzhledem ke změřeným hodnotám absorbované dávky ionizujícího záření lze jednoznačně vyloučit jakoukoliv možnost akutního ozáření pro obsluhu i pacienta. Tyto hodnoty se pohybují na úrovni desítek až stovek nGy a nejsou tak nebezpečné.

Avšak denně probíhá cca 20 takových vyšetření. Za celý rok je tak provedeno celkem  $20 \cdot 259 = 5180$  vyšetření, kde 259 je počet pracovních dnů v roce 2013. Pokud by obsluha zůstávala během vyšetření na kraji místnosti, kde je nižší dávka odraženého záření (počítejme 100 nGy), obdrží za rok celkovou dávku v hodnotě

$$5180 \cdot 100 \text{ nGy} = 518 \text{ mGy}.$$

Za pět let by obsluha obdržela dávku

$$518 \text{ mGy} \cdot 5 = 2,59 \text{ Gy}.$$

Jak je uvedeno v kapitole 3.3., dle platné legislativy nynější hodnota ročního limitu absorbované dávky gama pro pracovníky činí 50 mGy, pětiletý limit 100 mGy. Hodnota absorbované dávky by tedy byla překročena více než desetkrát, v případě pětiletého limitu dokonce 26krát.

Pokud srovnáme dávku s tabulkou 2.7.1., lze vidět, že dávka překročila hranici 400 mGy, nad kterou již lze sledovat projevy nemoci z ozáření. Vše je samozřejmě velmi individuální a každé tělo se s absorbovanou dávkou dokáže vypořádat jinak. Nicméně v případě takovéto ionizační zátěže je významné riziko vzniku nádorového bujení.

Lze tak učinit jednoznačný závěr, že i v případě diagnostických rentgenových zařízení o malé energii ionizujícího záření existuje při nedodržování ochranných opatření vážné riziko pro obsluhu. Vzhledem k velikosti obdržené dávky bude hlavní riziko představovat vznik nádorového bujení nejvíce exponovaných tkání, u kterých již nebudou stačit reparační mechanismy.

V rámci ochrany obsluhy rentgenových zařízení je nutné bezpodmínečně dbát na dodržování zásad ochrany před ionizujícím zářením. Jedná se především o umístění ovládacích zařízení do stavebně oddělených místností, kde bude obsluha pobývat v době, kdy bude emitováno rentgenové záření.

V případě rentgenů umístěných v prostorech, které nejsou primárně vybudovány jako radiologická pracoviště, lze konstatovat, že při současných hodnotách energie kvant do 140 keV je plně dostatečná ochrana běžnou zdí z cihel, betonu nebo z jiného „těžkého“ stavebního materiálu. V případě sádkartonových příček je tato ochrana nedostatečná a je nutné ji doplnit vrstvou z materiálu, který má malou polotloušťku absorpce (olovo, železo).

V dnešní době se v případě malých zdrojů rentgenového záření používá tzv. ochrana vzdáleností. Tento principi ochrany lze doporučit pouze u vzdáleností, které jsou výrazně vyšší než stanovený limit. Pokud se skutečná vzdálenost pohybuje poblíž tohoto limitu, je vhodné provést další stavební nebo organizační úpravy tak, aby se snížilo riziko pro obsluhu, v tomto případě spíše stochastického charakteru. Lze předpokládat, že obsluha těchto zařízení jsou

soukromí lékaři (+sestry), kteří na takových pracovištích pracují mnohdy i po celou profesní kariéru (až 40 let) a i minimální dávky rozptýleného záření mohou po expozici v řádech mnoha let způsobit některé z vážných zdravotních komplikací.

## 7. Závěr

Lze konstatovat, že u moderních rentgenů jsou hodnoty emitované energie na tak nízké úrovni, že po průchodu pacientem zůstává celková je energie prošlého záření na velmi nízké úrovni. Velikost této energie tak stačí pouze na provedení snímání snímacím systémem. V případě elektronických maticových detektorů jsou nároky na energii nižší než v případě fotografických technik. Následně snímač a tělo snímače utlumí i zbývající energii a prošlé záření již není o mnoho vyšší než celkové radiační pozadí.

Vývoj v oblasti clon a kolimátorů ionizujícího záření umožnil vytvořit přesně definovaný svazek ionizujícího záření, který je nasměrován přesně na plochu snímače. Tato opatření umožnila snížit velikost celkové emitované energie na nejnižší možnou úroveň a tedy i snížit riziko pro pacienty i obsluhu.

Hlavním rizikem pro obsluhu tak je záření, které vzniká pomocí Comptonova (kvantového) rozptylu. Toto záření vzniká při interakci primárního svazku záření s atomy prostředí, kterými svazek prochází a poté se šíří do všech směrů.

Cílem této práce bylo simulovat útlum ionizujícího záření po interakci s prostředím, praktické měření a také zhodnocení rizika se zvláštním zaměřením na běžné ambulance vybavené malými zdroji rentgenového záření.

Výsledkem této diplomové práce je tedy konstatování, že běžné „těžké“ stavební prvky jsou schopny zcela spolehlivě ochránit osoby, které se nachází ve stavebně oddělených prostorech sousedících s místností, kde je umístěn rentgen. Ovládání rentgenu by mělo být i v případě malých zdrojů umístěno ve stavebně oddělených místnostech nebo v prostorech vybavených stíněním z kovového materiálu. Tzv. ochrana vzdáleností je sice povolena a splňuje limity pro obsluhu, ale vzhledem k velmi náhodnému charakteru rentgenového záření společně s velmi dlouhou dobou expozice obsluhy může být značným rizikovým faktorem především z dlouhodobého hlediska.

Součástí diplomové práce je i program, který počítá pokles energie ionizujícího záření v závislosti na průchodu prostředím. Tento program je možno použít k provedení předběžných nebo ověřovacích výpočtů pro potřeby návrhu stínění před ionizujícím zářením. V případě, že budou k dispozici požadované parametry, je možné tento program využít i pro výpočet útlumu záření  $\alpha$  a  $\beta$ .

## 8. Seznam použité literatury

- [1] ULLMANN, Vojtěch. *Astro Nukl Fyzika* [online]. c2001, poslední revize 20.4.2013 [cit. 2010-11-20]. Dostupné z: <<http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika.htm>>.
- [2] ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. 1. vydání. Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009. 173 s. ISBN 978-80-7368-669-7.
- [3] ŠEDA, Josef. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vydání. Praha, SNTL, 1983. 420 s., t.č. L11-C3-IV-41f/17832.
- [4] BAŽANT, Zdeněk a ŠIMERDA, Jiří. *Dozimetrie*. 1. vydání. SNTL, 1960. 274 s. t.č. L 11-C2-13-II/1321
- [5] NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, et al. *Medicínská biofyzika*. 1. vydání. Praha: Grada, 2005. 524 s. s. 352-353. ISBN 80-247-1152-4.
- [6] HORSKÝ P.: *Univerzitní příprava gymnaziálních učitelů fyziky (se zvláštním zřetelem ke kvantové mechanice)*. Diplomová práce. Přírodovědecká fakulta Masarykovy univerzity, katedra obecné fyziky, Brno, 1996. 102 str.
- [7] JÍRA Jaroslav. *Radioterapie- Průnik ionizujícího záření do tkání*, prezentace Power point.
- [8] JAKEŠ, Dušan a Ctirad KONEČNÝ. *Jaderné chemické tabulky*. 1. vydání. Praha: SNTL, 1964. ISBN 04-647-64.
- [9] ŠIMÁNE, Čestmír a Petr OTČENÁŠEK. *Stínění radioaktivních zdrojů a jaderných zařízení*. 1. vydání. Praha: ČVUT, 1974. ISBN 404-1680.
- [10] ŠVEC, Jiří. *Radioaktivita a ionizující záření: Doplnující text pro předměty Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením*. 1. vydání. Ostrava: SBPI, 2005. ISBN 80-866634-62-0.
- [11] MUNROE, Randall. Radiation CHart. *Xkcd: The blog of the webcomic* [online]. 2011, 19.4. [cit. 2013-05-01]. Dostupné z: <http://blog.xkcd.com/2011/03/19/radiation-chart/>
- [12] Česká republika. Zákon o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, v platném znění. In: 1997. 1997, č. 18. Dostupné z: <http://www.sujb.cz/legislativa/>
- [13] Česká republika. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně. In: 2002 Sb. 2002, č. 307. Dostupné z: <http://www.sujb.cz/legislativa/>
- [14] SUJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost [online]. 2013, 29.4.2013 [cit. 2013-05-01]. Dostupné z: [www.sujb.cz](http://www.sujb.cz)

## **9. Seznam příloh**

Příloha A: Zdrojový kód programu .....	počet stránek: 5
Příloha B: Výsledky měření zdrojů RTG záření .....	počet stránek: 3
Příloha C: Protokol o zkoušce dlouhodobé stability – Satelec X-Mind DC.....	počet stránek: 6
Příloha na CD: Program pro výpočet vlivu prostředí na útlum energie RTG záření - 2 verze	



## Příloha A: Zdrojový kód programu

```
function varargout = RTG(varargin)
% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',   gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @RTG_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @RTG_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end
if nargin
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% --- Executes just before RTG is made visible.
function RTG_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
handles.output = hObject;
set(handles.uitable1, 'Data', [35 0.0620 0.0392 0.0396 0.0205 0.0144 0.0141
0.0051 0.0007; 43 0.0742 0.049 0.051 0.0262 0.019 0.021 0.0066 0.0014; 61
0.102 0.076 0.078 0.0346 0.0285 0.030 0.0111 0.0042; 90 0.154 0.0992 0.102
0.0537 0.0492 0.045 0.0156 0.009; 148 0.221 0.137 0.144 0.0738 0.0676 0.059
0.021 0.0135; 261 0.3897 0.2385 0.231 0.1231 0.113 0.099 0.0288 0.147])
set(handles.uitable3, 'Data', [230 232 200 187 183 196 232 305; 0.275 0.274
0.232 0.217 0.210 0.224 0.267 0.367; 0.058 0.069 0.093 0.091 0.089 0.095
0.113 0.143; 0.0028 0.004 0.0181 0.0259 0.030 0.034 0.040 0.045; 0.0002
0.0003 0.001 0.0025 0.0068 0.0159 0.0246 0.0224])

guidata(hObject, handles);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = RTG_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
c=1;
E2=0;
Lx=0;
E1=str2num(get(handles.edit15, 'String'));
Xa=str2num(get(handles.edit13, 'String'));
Xb=str2num(get(handles.edit12, 'String'));
Xc=str2num(get(handles.edit11, 'String'));
Xd=str2num(get(handles.edit1, 'String'));
La=str2num(get(handles.edit14, 'String'));
Lb=str2num(get(handles.edit10, 'String'));
Lc=str2num(get(handles.edit9, 'String'));
Ld=str2num(get(handles.edit8, 'String'));
Xmo=str2num(get(handles.edit20, 'String'));
alfa=str2num(get(handles.edit16, 'String'));

if ((Xa==0) || (La==0))
    disp('Chyba - musi byt zadana alespon jedna hodna X a L');
```

```

else
    if (Xb==0)
        Xb=1;
    end
    if (Xc==0)
        Xc=1;
    end
    if (Xd==0)
        Xd=1;
    end
    E2(c)=E1;
    Lx(c)=0;
    for i=0.01:0.01:La
        c=c+1;
        E2(c)=E1*(1/(2^(i/Xa)))
        Lx(c)=i;
    end
    if (Xb~=1)
        for i=0.01:0.01:Lb
            c=c+1;
            E2(c)=E1*(1/(2^(La/Xa+i/Xb)))
            Lx(c)=La+i;
        end
        if (Xc~=1)
            for i=0.01:0.01:Lc
                c=c+1;
                E2(c)=E1*(1/(2^(La/Xa+Lb/Xb+i/Xc)))
                Lx(c)=La+Lb+i;
            end
            if (Xd~=1)
                for i=0.01:0.01:Ld
                    c=c+1;
                    E2(c)=E1*(1/(2^(La/Xa+Lb/Xb+Lc/Xc+i/Xd)))
                    Lx(c)=La+Lb+Lc+i;
                end
            end
        end
    end
end
set(handles.edit17,'String',min(E2));
plot(Lx,E2);

d=2*(max(Lx))*tan(alfa/2);

if (d<=0.3)
    m=200*pi*((max(Lx))^2)*(tan(alfa/2))^2;
    Ea=min(E2);
elseif ((d>0.3)&&(d<=1))
    z1=pi*(max(Lx)*tan(alfa/2))^2;
    z2=2*((d^2)/4)*acos(0.3/d);
    z3=0.3*sqrt((d/2)-0.0225)
    m=200*(z1-z2+z3);

    Su=((d^2)/4)*acos(0.3/d)-0.15*sqrt((d/2)-0.0225);
    Ea=min(E2)*(1-(2*Su/(pi*((d^2)/4))));
elseif (d>1)
    m=80;
    Ea=min(E2)*(1/(2*pi*((d^2)/4)));
end

```

```

if (Xmo==0) || (alfa==0)
    D=0;
    set(handles.edit18,'String',D);
else
    D=(1/m)*Ea*(1-(1/(2^(0.3/Xmo))));
    set(handles.edit18,'String',D);
end

set(handles.axes1,'XGrid','on','YGrid','on','XLim',[0 max(Lx)]);

function edit1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit1_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit8_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit8_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit9_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit9_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit9 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit10_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit10_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to edit10 (see GCBO)
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit11_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit11_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit12_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit12_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)

```

```

if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit13_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit13_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit14_Callback(hObject, eventdata, handles)
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit14_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit14 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit15_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit15 (see GCBO)

% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function edit15_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit15 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit16_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit16 (see GCBO)
function edit16_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit16 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit17_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit17 (see GCBO)
function edit17_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit17 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function edit18_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to edit18 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

function uitable1_DeleteFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to uitable1 (see GCBO)

```

```

function edit20_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit20 (see GCBO)

function edit20_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject      handle to edit20 (see GCBO)
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end

```

## Příloha B: Výsledky měření zdrojů RTG záření

Pozice	Dávka (nGy)		Vzdálenost od fantomu (m)	Vzdálenost od zdroje (m)	Výška měřicího senzoru (m)	Úhel od zdroje (°)	Poznámka
	Měření fantom	Měření s pacientem					
1	41	76	3,3	2,8	1,4	170	
2	285		0,9	0,4	1,15	170	
3	102		2,4	2	1,15	80	
4	26,7		0,8	1,3	1,15	0	měřicí senzor v zákrytu za detektorem
5	104	192	2,3	2	1,15	90	
6	3,5		2,8	3,4	1,15	70	měřicí senzor v ovládací místnosti
7	68	132	2,3	3,2	1,15	35	
8	4300						Měření za fantomem

Tab. B.1 – výsledky 1. měření

	Dávka (nGy)	Vzdálenost od fantomu (m)	Vzdálenost od zdroje (m)	Výška měřicího senzoru (m)	Úhel od zdroje (°)	Poznámka
Pozice	Měření fantom					
1	146	1,5	1,5	1,15	170	
2	107	1,6	1,6	1,15	90	
3	24,7	2,9	2,9	1,15	5	
4	39	2,5	2,5	1,15	70	
5	204	1,1	1,1	1,15	0	Stejná pozice jako u měření č. 5, ale jiná výška měřicího senzoru
6	158	1,1	1,1	65	0	
7	139	1,1	1,1	160	0	

**Tab. B.2 – výsledky 2. měření**

Pozice	Dávka (nGy)		Vzdálenost od fantomu (m)	Vzdálenost od zdroje (m)	Výška měřicího senzoru (m)	Úhel od zdroje (°)	Poznámka
	Měření fantom	Měření s pacientem					
1		209	0,8	0,8	1,15	180	
2	137		1,1	1,1	1,15	90	
3	42,6		2	2	1,15	140	
4	3,5		2,5	2,5	1,15	45	
5	656		0,55	0,55	1,15	90	Stejná pozice, ale jiná výška měřicího senzoru
6	329		0,55	0,55	0,65	90	

**Tab. B.3 – výsledky 3. měření**



# Příloha C: Protokol o zkoušce dlouhodobé stability – Satelec X-Mind DC

Číslo protokolu: ŠK.Op.04.12.Z	
<b>Protokol o zkoušce dlouhodobé stability</b>	
<b>Zubního intraorálního RTG přístroje</b>	
<b>Provedl:</b>	<b>CHIRONAX Frýdek-Místek s.r.o.</b> Revoluční 1280 738 01 Frýdek-Místek IČO: 47666391 DIČ: CZ47666391 Povolení SÚJB č.j.: SÚJB/OEHO/23016/2008 Platnost do: 31.10.2018
Měření bylo provedeno dle metodiky schválené SÚJB č. 23016/2008	
<b>Měření provedl:</b>	<b>Ing. Coufal Ivo dne: 23.3.2012 čas: 12.30 - 13.30</b>
<b>Protokol vypracoval:</b>	<b>Ing. Coufal Ivo dne: 2.4.2012</b>
<b>Celkem výtisků:</b>	<b>3 Výtisk č.: 2</b>
<b>Rozdělovník:</b>	<b>Výtisk č.1: Chironax Frýdek-Místek s.r.o. Výtisk č.2: MUDr. Kamila Švábová Výtisk č.3: RC SÚJB Ostrava</b>
<b>1. PRACOVISTĚ</b>	
<b>Identifikace pracoviště:</b>	<b>MUDr. Kamila Švábová</b>
<b>Adresa:</b>	<b>Dolní Náměstí 18, 746 01, Opava</b>
<b>Držitel povolení:</b>	<b>MUDr. Kamila Švábová</b>
<b>Evidenční č. SÚJB:</b>	<b>462772</b>
<b>IČO:</b>	<b>72026014</b>
<b>Telefon:</b>	<b>721774464</b>
<b>2. IDENTIFIKACE ZAŘÍZENÍ:</b>	
<b>2.1 Rentgenové zařízení</b>	
<b>název RTG:</b>	<b>X-MIND DC</b>
<b>výrobce:</b>	<b>SATELEC</b>
<b>výrobní číslo:</b>	<b>D11056</b>
<b>datum výroby:</b>	<b>2009</b>
<b>datum instalace:</b>	<b>3/2009</b>
<b>rtg komora typ:</b>	<b>X-MIND DC</b>
<b>výrobní číslo:</b>	<b>D11056</b>
<b>celková filtrace:</b>	<b>2mm Al</b>
<b>tubus - typ:</b>	<b>válcový</b>
<b>tubus - délka:</b>	<b>31cm</b>
<b>rentgenka typ:</b>	<b>TOSHIBA DG-073B-DC</b>
<b>výrobní číslo rentgenky:</b>	<b>20398</b>
<b>ohnisko (jmenovitá hodnota):</b>	<b>0,7mmx0,7 mm</b>
strana 1 (celkem 11)	
CHIRONAX Frýdek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frýdek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frýdek-Místek, č.ú. 457047810100 IČO: 47 66 63 91, DIČ: CZ47 66 63 91, Tel.: +420 558 638 711, Fax.: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com	

Číslo protokolu: ŠK.Op.04.12.Z	
<b>2.2 Další části a příslušenství:</b>	
<b>Filmový zobrazovací systém:</b>	<b>Digitální zobrazovací systém:</b>
<b>filmy výrobce:</b>	<b>výrobce: SATELEC</b>
<b>typ:</b>	<b>typ: SOPIX</b>
<b>citlivost:</b>	<b>vyr.č.: 15993 rok výroby: 2009</b>
<b>vývojka:</b>	
<b>vývolávací automat:</b>	<b>výrobce:</b>
	<b>typ:</b>
<b>3. DOKUMENTACE A ÚDAJE PRO ZKOUŠKU</b>	
<input type="checkbox"/> ANO	prohlášení o shodě v souladu se zákonem 22/1997Sb.
<input type="checkbox"/> ANO	výsledky zkoušek provedených u výrobce nebo během instalace, např. jmenovitá velikost ohniska
<input type="checkbox"/> ANO	protokol z předchozí zkoušky dlouhodobé stability
<input type="checkbox"/> ANO	záznamy ze zkoušek provozní stálosti
<input type="checkbox"/> ANO	návod k obsluze přístroje v českém jazyce
<input type="checkbox"/> ANO	údaje o technických změnách od poslední ZDS
<input type="checkbox"/> ANO	doporučený rozsah a frekvence servisních prohlídek
Rozhodnutí k nakládání se ZIZ č.j.: ze dne: platí do:	
<b>4. ZKUŠEBNÍ PARAMETRY (OVĚROVANÉ PARAMETRY A SKUTEČNOSTI)</b>	
<b>viz. 11 Souhrnný přehled výsledků</b>	
<b>4.1 Seznam zkušebních přístrojů včetně fantomů:</b>	
Víceúčelový neinvazivní měřicí přístroj	NIXI v.č. N/99/6 ověřen: do 12.2012
X-Ray detector	NIXI v.č. N/98/DP6 ověřen: do 12.2012
Digitální voltmetr	METEX v.č. EC347348 kalibrace: do 6.2014
Denzitometr a senzimet	Denssonorm 21E v.č. 3104
Digitální teploměr	
Dělkové měřidlo	
Stopky	
Stolní negatoskop	
Sada Al filtrů 10x10 cm	RM1115A v.č. 7471
Al filtr 6mm	
Testovací váleček s vyznačenou geometrií	
Stojan pro geometrii úzkého svazku v.č. Pb clony 3mm	
Siemensova hvězdička 9/1,5	v.č. 1975
Fantom desetistupňový s rozlišovací mřížkou RadEXX13	v.č. 1070
Čárový test typ 81	v.č. 107833
Kazeta elastická bezfoliová 18x24	
RTG film 18x24	
Zubní rtg film 3x4 používaný na pracovišti	
strana 2 (celkem 11)	
CHIRONAX Frýdek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frýdek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frýdek-Místek, č.ú. 457047810100 IČO: 47 66 63 91, DIČ: CZ47 66 63 91, Tel.: +420 558 638 711, Fax.: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com	

## 5. VÝSLEDKY – TESTOVÁNÍ INTRAORÁLNÍHO RENTGENU

## 5.1 Celistvost, vybavení a funkčnost ovládacích prvků a signalizace

## Vizuální testy

ANO	přítomnost všech krytů, spínačů, šroubů apod.
ANO	mechanické seřízení, uchycení kabelů
ANO	označení ovládacích a signalizačních prvků
ANO	uvedení výrobních čísel, jmenovitých hodnot napětí, proudu, velikosti ohniska a filtrace na štítku
ANO	označení polohy ohniska na krytu rentgenky
ANO	návod k obsluze v českém jazyce

## Funkční testy

ANO	signalizace síťového napětí
ANO	signalizace expozice
ANO	funkčnost ovládacích prvků
ANO	nastavení a stabilita pracovních poloh zářiče
ANO	uchycení tubusu

Soulad: ☐ ano ☐ ne

## 5.2 Napětí rentgenky

Nastavené napětí	$U_{\text{nast}}$	70 [kV]	HM-dosp. - horní molár dospělý
Nastavený proud	$I_{\text{nast}}$	4 [mA]	DŘ-dosp. - dolní řezák dospělý
Vzdálenost ohnisko-detektor		611 [mm]	DŘ-dítě - dolní řezák dítě
Napětí sítě	$U_{\text{nap}}$	230 [V]	

Nastavené		Změřené U [kV]							Reprodukovatelnost	Přesnost
U [kV]	předvolba/k orekce	t [ms]	U <sub>1</sub>	U <sub>2</sub>	U <sub>3</sub>	U <sub>4</sub>	U <sub>5</sub>	U <sub>stř</sub>	(v.k.) [%]	(odchylka) [%]
70	HM-dosp.	100	74,3	73,0	73,5	73,8	74,1	73,75	0,67	5,35
	DŘ-dosp.	50	73,9	73,7	73,0	72,9	73,3	73,35	0,56	4,79
	DŘ-dítě	25	77,0	74,0	77,8	70,2	75,7	74,92	4,03	7,03

## Pro rtg s možností volby napětí:

$U_{\text{nastavené}}$ [kV]	$U_{\text{měřené}}$ [kV]	Přesnost(odchylka) [%]
60	62,2	3,65
70	74,3	6,19

Požadavky : přesnost :  $\pm 10\%$   
napětí  $\geq 50\text{kV}(-3\%)$ Soulad: ☐ ano ☐ ne

strana 3 (celkem 11)

CHIRONAX Frydek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frydek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frydek-Místek, č.ú.: 45704-7910100  
IČO: 47 66 63 91, DIČ: CZ47 66 63 91, Tel.: +420 558 638 711, Fax: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com

## 5.3 Celková filtrace

Nastavené napětí	$U_{\text{nast}}$	70 [kV]
Nastavený proud	$I_{\text{nast}}$	4 [mA]
Vzdálenost ohnisko-detektor		611 [mm]
Nastavený čas expozice	$t_{\text{nast}}$	160 [ms]

Al [mm]	Změřeno K[μGy]			
	K1	K2	K3	$K_{\text{eff}}$
0	104,0	103,5	104,0	103,8
2,1	55,99	55,81	55,82	55,87
2,5	51,25	51,37	51,17	51,26

Polotloušťka  $d_{1/2}$  = 2,44 mm

Odhad celkové filtrace: 2,30 mm

Pozn.: Hodnoty nastaveny jako na horní molár dospělého, přesnost měření 10%  
Požadavky: -minimální přípustná první polotloušťka 1,5mm AlSoulad: ☐ ano ☐ ne

## 5.4 Ohnisko rentgenky

NEPROVÁDÍ SE

## 5.5 Velikost a vymezení radiačního pole

Velikost pole záření na konci tubusu  $\varnothing d = 55,6$  mm  
(odečtená ze snímku)Požadavky: velikost pole na konci tubusu bez držáků rtg filmů musí mít  $\varnothing d \leq 60$  mmSoulad: ☐ ano ☐ ne

Vymezení radiačního pole (podle metodiky): &lt; 1,2 %

Požadavky: vymezení radiačního pole – neshoda  $\leq 4\%$  vzdálenost ohnisko-konec tubusu  
velikost pole na konci tubusu s držáky rtg filmů musí odpovídat specifikaci výrobce  
v dokumentaci přístrojeSoulad: ☐ ano ☐ ne

strana 4 (celkem 11)

CHIRONAX Frydek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frydek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frydek-Místek, č.ú.: 45704-7910100  
IČO: 47 66 63 91, DIČ: CZ47 66 63 91, Tel.: +420 558 638 711, Fax: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com

**5.6 Vzdálenost ohnisko – kůže (ohnisko – konec tubusu)**

Vzdálenost změřená měřítkem : 305 mm

Vzdálenost stanovená výpočtem podle metodiky: 303,0 mm

Požadavky: vzdálenost ohnisko - konec tubusu  $\geq 10$  cm pro napětí  $\leq 60$  kV  
vzdálenost ohnisko - konec tubusu  $\geq 20$  cm pro napětí  $\geq 60$  kV

Soulad: ☒ ano ☐ ne**5.7.1 KERMA VE VZDUCHU NA KONCI TUBUSU, REPRODUKOVATELNOST PRO OPTIMALIZOVANÝ SNÍMEK**Nastavené napětí  $U_{\text{nast}}$  70 [kV]Nastavený proud  $I_{\text{nast}}$  4 [mA]

Vzdálenost ohnisko-detektor 611 [mm]

K.....kerma v rovině detektoru

 $K_{\text{CT}}...$  kerma přepočtená na konec tubusu

Nastaveno	Změřená K [μGy]						Reprodukovatelnost	K <sub>CT</sub>	Poměr K <sub>CT</sub>	
t[ms]	K <sub>1</sub>	K <sub>2</sub>	K <sub>3</sub>	K <sub>4</sub>	K <sub>5</sub>	K <sub>st</sub>	(v.k.)[%]	[μGy]		
HM-dosp.	100	64,82	65,53	64,65	64,71	65,18	64,98	0,57	264,2	1,0
DR-dosp.	50	31,93	31,97	32,00	32,06	32,10	32,01	0,21	130,2	2,0
DR-dítě	25	15,54	15,44	15,40	15,53	15,48	15,48	0,38	62,9	4,2

Požadavky: reprodukovatelnost kermy  $\leq 10\%$  (pro rtg vyrobené před 1998)  
reprodukovatelnost kermy  $\leq 5\%$  (pro rtg vyrobené v r. 1998 a později)

Soulad: ☒ ano ☐ ne

kerma na na konci tubusu na horní molár dospělého  
( $K_{\text{CT}} \leq 5$  mGy, pro RVG  $K_{\text{CT}} \leq 1$  mGy)

Soulad: ☒ ano ☐ ne

kerma na konci tubusu pro dolní řezák dítěte, dolní řezák dospělého a horní molár dospělého  
musí být v poměru cca 1:2:4

Soulad: ☒ ano ☐ ne**5.7.2 REPRODUKOVATELNOST KERMY POD FANTOMEM**

Pozn.: provádí se u jednopulsních přístrojů s automatickou regulací exp. časů podle napětí v síti

NEPROVÁDÍ SE

strana 5 (celkem 11)

CHIRONAX Frydek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frydek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frydek-Místek, č.ú.: 45704-7810100  
IČO: 47 66 63 91 DIČ: CZ47 66 63 91 Tel.: +420 558 638 711, Fax: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com

**5.7.3 KERMA NA KONCI TUBUSU**

(pro všechny předvolby – pouze při přejímacím testu)

NEPROVÁDÍ SE

**6. ZOBRAZOVACÍ SYSTÉM****6.1 Zpracování filmu****6.1.1 Světlotěsnost temné komory a její pracovní osvětlení**Rozdíl OD: 

Požadavky: nezakryté a zakryté části předexponované filmu ponechaného 2min na pracovním  
místě v temné komoře musí být  $\leq 0,1$

Soulad:  ne  
Používá se výhradně RVG systém

**6.1.2 Světlotěsnost vyvolávacího automatu nebo boxu**Rozdíl OD: 

Požadavky: nezakryté a zakryté části předexponované filmu ponechaného 1min na pracovním  
místě v temné komoře musí být  $\leq 0,1$

Soulad:  ne  
Používá se výhradně RVG systém

**6.1.3 Výměna chemikálií**Záznamy vedeny:  ne

Datum poslední výměny:   
Používá se výhradně RVG systém

Požadavky: chemikálie jsou určeny pro zpracování rtg filmů, výměna se provádí v návaznosti  
na výsledky zkoušek provozní stálosti podle doporučení výrobce, musí být veden písemný zápis o výměně

Soulad:  ne**6.2 Kvalita zobrazení - kerma****6.2.1 Senzitometrie snímku zubního fantomu**

Pozn.: Expozice podle optimalizovaných parametrů (viz 5.7.1), film(detektor) umístěn 2cm od konce tubusu

Nastavené napětí  $U_{\text{nast}}$  70 [kV]  
Nastavený proud  $I_{\text{nast}}$  4 [mA]  
Nastavený čas expozice  $t_{\text{nast}}$  100 [ms]

strana 6 (celkem 11)

CHIRONAX Frydek-Místek s.r.o., Revoluční 1280, 738 01 Frydek-Místek, bankovní spojení: KB a.s. pobočka Frydek-Místek, č.ú.: 45704-7810100  
IČO: 47 66 63 91 DIČ: CZ47 66 63 91 Tel.: +420 558 638 711, Fax: +420 558 624 970, e-mail: chironax@chironax.com

Parametr	Naměřeno	Soulad
Kerma na konci tubusu $K_{ct}$ [mGy]	0,270	ANO
Teplota vývojky		RVG
Vyvolávací čas		RVG
Minimální hustota		RVG
Opt. denzita (OD) pod 6mmAl		RVG
Opt. denzita (OD) pod 1.8mmAl		RVG
Opt. Denzita (OD) pod 13mmAl		RVG
Kontrast		RVG
Artefakty	přítomnost	ANO
	NE	
Stupně šedi	viditelnost	ANO
	10	

Požadavky: Teplota [°C]/vyvolávací čas [s] – podle pokynů výrobce, není-li uvedeno jinak 3-5min/20°C

Artefakty – bez artefaktů

Stupně šedi – viditelné všechny stupně fantomu

#### 6.2.1.1 Kerma na konci tubusu 0,270 [mGy]

pro nastavení používané na pracovišti:

Podmínky:	Nastavené napětí	$U_{nast}$	70 [kV]
	Nastavený proud	$I_{nast}$	4 [mA]
	Vzdálenost ohnisko-detektor		331 [mm]
	Nastavený čas expozice	$t_{nast}$	100 [ms]

#### 6.2.1.2 Kerma na konci tubusu pro optimalizované nastavení: 0,270 [mGy]

Podmínky:	Nastavené napětí	$U_{nast}$	70 [kV]
	Nastavený proud	$I_{nast}$	4 [mA]
	Vzdálenost ohnisko-detektor		331 [mm]
	Nastavený čas expozice	$t_{nast}$	100 [ms]

Požadavky: Kerma na konci tubusu pro horní molár dospělého  $\leq 1$  mGy

#### 6.2.1.3 Minimální optická hustota $D_{min}$ (OD) [ ]

Požadavky: < 0,35 OD (doporučeno < 0,3)

Používá se výhradně RVG systém

#### 6.2.1.4 Referenční zčernání (OD) [ ]

Požadavky: 1,0-1,4 po odečtení  $D_{min}$  (OD)

Používá se výhradně RVG systém

#### 6.2.1.5 – Kontrast [ ]

Požadavky: viz tabulka

Používá se výhradně RVG systém

strana 7 (celkem 11)

Napětí rentgenky [kV]	50	60	70	80	90
Kontrast-minimální*)	1,3	1,2	1,1	1	0,9
Kontrast-doporučený*)	1,8	1,5	1,3	-	-

\*) hodnota platí pro tloušťku Al fantomu 1,8/13mm, pro Al fantom 1,4/14mm platí hodnoty o 0,1 vyšší (pro napětí 50-70kV)

Soulad:   ne

#### 6.2.2 Kerma pod fantomem (6mm Al) pro optimalizované nastavení

Nastavené napětí  $U_{nast}$  70 [kV]

Nastavený proud  $I_{nast}$  4 [mA]

Nastavený čas expozice  $t_{nast}$  100 [ms]

Film(detektor) umístěn 2 cm od konce tubusu a na něm položen filtr 6mmAl

Kerma pod fantomem: 0,072 [mGy]

#### 6.2.3 Poměr hodnoty kermy ve vzduchu na konci tubusu (bez zeslabovací vrstvy)

k hodnotě kermy ve vzdálenosti 20mm od konce tubusu pod 6mm Al

Nastavené napětí  $U_{nast}$  70 [kV]

Nastavený proud  $I_{nast}$  4 [mA]

Nastavený čas expozice  $t_{nast}$  100 [ms]

Kerma ve vzduchu na konci tubusu: 0,270 [mGy]

Kerma ve vzduchu pod 6mmAl: 0,072 [mGy]

Poměr 3,7

Požadavky: poměr  $\leq 10$

Soulad: ano ne

#### 6.2.4 Rozlišení dvojic čar při vysokém kontrastu

Nastavené napětí  $U_{nast}$  70 [kV]

Nastavený proud  $I_{nast}$  4 [mA]

Nastavený čas expozice  $t_{nast}$  100 [ms]

Film umístěn 2 cm od konce tubusu, na něm je položen čárový test mezi dvěma filtry Al 3mm

Rozlišení při vysokém kontrastu: 10 Lp/mm

Požadavky: rozlišení  $\geq 10$  Lp/mm, u RVG dle specifikace výrobce

Soulad: ano ne

strana 8 (celkem 11)

## 8. OSOBNÍ OCHRANNÉ POMŮCKY

## 8.1 Ochrana pacientů

Zástěra dospělý	ANO		výrobce: Radprom	ekv.0,3mmPb
Limec dospělý	ANO		výrobce: Radprom	ekv.0,3mmPb
Limec dětský	ANO		výrobce: Radprom	ekv.0,3mmPb
Stolička s opěrkou hlavy	ANO			
Optický kontakt s pacientem	ANO			
Obdélníkový tubus	NE			
Držák filmu pro obdélník. tubus	NE			

Požadavky: Pracoviště musí být vybaveno ochrannou zástěrou a ochrannými limci na krytí štítné žlázy alespoň ve dvou velikostech

Ochranné pomůcky musí být udržovány v takovém stavu, aby nebyla narušena jejich stínící účinnost

Pracoviště musí být vybaveno stoličkou s opěrkou hlavy (vyloučit pohyb pacienta a tím opakování snímku)

Musí být zajištěn optický kontakt s pacientem

Soulad: ☒ ano ☐ ne

## 8.2 Ochrana personálu

Ovládání expozice na odstup od přístroje > 2 m

☐

Ovládání expozice z vedlejší místnosti nebo za zástěnou

☒

Soulad: ☒ ano ☐ ne

## 9. DOPORUČENÝ ROZSAH ZKOUŠEK DLOUHODOBÉ STABILITY

Termíny zkoušek: 1x ročně nebo 1x za dva roky, byl-li úspěšný TLD audit

3. Dokumentace: Protokol předchozí zkoušky dlouhodobé stability  
Záznamy zkoušek provozní stálosti  
Údaje o technických změnách provedených od poslední ZDS

5.1 Celistvost, vybavení a funkčnost ovládacích prvků a signalizace

5.2 Napětí rentgenky: - přesnost  
- reprodukovatelnost

5.3 Celková filtrace

5.4 Ohnisko rentgenky-jen po opravě

5.5 Velikost a vymezení radičního pole

5.6 Vzdálenost ohnisko-konec tubusu

5.7.1 Kerma ve vzduchu na konci tubusu, reprodukovatelnost

5.7.2 Reprodukovatelnost kerry pod fantomem

6.1.2 Světlotěsnost temné komory(vyvolávacího automatu) a její pracovní osvětlení

6.1.3 Výměna chemikálií

6.2.1 Senzitometrie,kerma ve vzduchu na konci tubusu, artefakty

6.2.2 Kermy ve vzduchu pod Al 6mm.pro optimalizovaný snímek

strana 9 (celkem 11)

## 10. DOPORUČENÝ ROZSAH PROVOZNÍCH ZKOUŠEK

Kontrola kvality zobrazení 1x za měsíc nebo při podezření na nesprávnou funkci.

## 11. SOUHRNNÝ PŘEHLED VÝSLEDKŮ TESTŮ

		Naměřeno	Vyhovuje
5.1	Celistvost, vybavení a funkčnost ovládacích prvků a signalizace		ANO
5.2	Napětí rentgenky	73,75 kV	ANO
5.3	Celková filtrace	2,30 mmAl	ANO
5.4	Ohnisko rentgenky	- mm	NEPROVÁDÍ SE
5.5	Velikost a vymezení radičního pole	55,6 mm	ANO
5.6	Vzdálenost ohnisko-kůže(ohnisko-konec tubusu)	303,0 mm	ANO
5.7.1	Kerma ve vzduchu na konci tubusu, reprodukovatelnost	264 µGy	ANO
5.7.2	Reprodukovatelnost kerry pod fantomem		NEPROVÁDÍ SE
5.7.3	Kerma na konci tubusu pro všechny předvolby - pouze při přejímacím testu		NEPROVÁDÍ SE
6.1.1	Světlotěsnost temné komory a její pracovní osvětlení		NEPROVÁDÍ SE
6.1.2	Světlotěsnost vyvolávacího boxu		NEPROVÁDÍ SE
6.1.3	Výměna chemikálií		NEPROVÁDÍ SE
6.2.1	Senzitometrie snímku zubního fantomu		ANO
6.2.1.1	Kerma na konci tubusu pro nastavení používané na pracovišti	0,270 mGy	ANO
6.2.1.2	Kerma na konci tubusu pro optimalizované nastavení	0,270 mGy	ANO
6.2.1.3	Minimální optická hustota		NEPROVÁDÍ SE
6.2.1.4	Referenční zčernání		NEPROVÁDÍ SE
6.2.1.5	Kontrast		NEPROVÁDÍ SE
6.2.2	Kerma pod fantomem(6mmAl) pro optimalizované nastavení	0,072 mGy	ANO
6.2.3	Poměr hodnoty kerry ve vzduchu na konci tubusu (bez zesilovací vrstvy)k hodnotě kerry ve vzdálenosti 20mm od konce tubusu pod 6mm Al	3,7	ANO
6.2.4	Rozlišení dvojic čar při vysokém kontrastu	10 Lp/mm	ANO
8.1	Ochrana pacientů		ANO
8.2	Ochrana personálu		ANO

strana 10 (celkem 11)

## 12. TABULKA VÝSLEDKŮ PRO TLD AUDIT

Test		Výsledek	
5.5	Velikost pole(mm)	55,6	mm
6.1.1	Světlostěsnost komory/vyvolávacího automatu	NEPROVÁDÍ SE	
6.2.1.2	Kerma ve vzduchu pro optimalizované nastavení	0,270	mGy
6.2.1.3	Minimální hustota	RVG	
6.2.1.4	Referenční hustota	RVG	
6.2.1.5	Kontrast	RVG	
6.2.2	Kerma pod 6mmAl	0,072	mGy